

RENATA ALYNE CZAJKA

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE TESTES FUNCIONAIS DE EQUILÍBRIO E
PLATAFORMA DE FORÇA EM JOVENS E IDOSOS**

**Monografia apresentada como requisito
parcial para conclusão do Curso de
Bacharelado em Educação Física, do
Departamento de Educação Física, Setor
de Ciências Biológicas, Universidade
Federal do Paraná. Orientador: Prof.Dr.
André Luiz Feliz Rodacki**

CURITIBA

2009

Dedico este trabalho à Deus e à minha família, meus pais
Sergio e Sueli Czajka e minha irmã Bruna Czajka.

AGRADECIMENTOS

À Deus, meu Pai, meu Salvador, dono da sabedoria e do conhecimento, pela força e alegria em todo o tempo. Pelas direções e caminhos certos nos momentos de dúvidas e ansiedades. Por me conceder os desejos do meu coração, me guiando na realização dos meus sonhos.

Aos meus pais, Sergio e Sueli Czajka, meus exemplos de garra e dedicação, que não mediram esforços para que o sonho de graduação na Universidade Federal se tornasse realidade. Que não pouparam tempo e dinheiro para me dar o melhor, investindo sempre na minha educação. Pelas palavras de incentivo e por todo amor e carinho.

À minha irmã Bruna Czajka, minha amiga e companheira de todas as horas. Por estar sempre presente me ajudando e incentivando.

Ao meu príncipe, André Luiz Sabchuk, por todo apoio, incentivo, pelo auxílio nas longas planilhas de Excel e por tantas orações.

Ao professor André Luiz Félix Rodacki pela orientação desde o início do trabalho na Iniciação Científica, pelas portas abertas no Laboratório CECOM, pelas idéias, pelo direcionamento e incentivo na concretização deste trabalho.

Por acreditar em meu potencial mesmo quando o conhecimento ainda era pequeno.

Ao co-orientador Ricardo Martins de Souza e ao mestrando André Martinez de Albuquerque pelas correções do trabalho, ajudas de última hora e visões interessantes que sozinha não perceberia.

Aos colegas da Universidade e ao grupo de idosos da comunidade da UFPR pela participação na coleta de dados deste trabalho.

À toda minha família por todo amor.

Aos amigos e colegas pela amizade e companheirismo.

À Capes pelo auxílio financeiro.

Muito obrigada!

“Tens tu notícia do equilíbrio das grossas nuvens e das maravilhas daquele
que é perfeito nos conhecimentos?”

Eliú em Jó 37:16

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABELAS	viii
LISTA DE GRÁFICOS	ix
RESUMO	x
1.0 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO GERAL	3
1.1.1 Objetivos Específicos	3
1.2 HIPÓTESES.....	3
1.3 JUSTIFICATIVA	4
2.0 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1 SISTEMA DE CONTROLE POSTURAL	5
2.2 PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS.....	8
2.3 SISTEMAS SENSORIAIS ENVOLVIDOS	10
2.4 CONTROLE POSTURAL NA TERCEIRA IDADE	13
2.4.1 Mudança no Sistema Sensorial Associado à Idade	14
2.4.2 Mudança no Sistema Musculoesquelético Associado à Idade	15
2.4.3 Interação entre Informação Sensorial e Ação Motora em Idosos.....	16
2.4.4 Mobilidade na Terceira Idade	17
2.5 AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO	18
2.5.1 Testes de Campo para Avaliação do Equilíbrio.....	19
2.5.1.1 Escala de Equilíbrio de Berg	20
2.5.1.2 Escala de Equilíbrio e Mobilidade Orientada pelo Desempenho.....	21
2.5.1.3 Teste de Romberg.....	23
2.5.1.4 Teste de Alcance Funcional	24
2.5.1.5 Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado	25
2.5.2 Testes de Laboratório para Avaliação do Equilíbrio	27
3.0 METODOLOGIA	31
3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA	31
3.2 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS.....	31
3.2.1 Testes de Campo	32
3.2.2 Testes na Plataforma de Força	33
3.3 ESTATÍSTICA E TRATAMENTO DOS DADOS.....	34

4.0 RESULTADOS.....	36
4.1 TESTES DE CAMPO	37
4.2 TESTES NA PLATAFORMA DE FORÇA.....	41
4.3 CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO	43
4.4 CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO E A PLATAFORMA DE FORÇA.....	44
5.0 DISCUSSÃO	46
6.0 CONCLUSÃO	57
REFERÊNCIAS.....	58
ANEXOS	63
ANEXO 1 - ESCALA DE EQUILÍBRIO FUNCIONAL DE BERG	63
ANEXO 2 - ESCALA DE EQUILÍBRIO ORIENTADO PELO DESEMPENHO	67
ANEXO 3 - TESTE DE ROMBERG.....	69

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – TESTE DE ROMBERG.....	24
FIGURA 2 – REPRESENTAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA	28
FIGURA 3 – REPRESENTAÇÃO DAS OSCILAÇÕES DO CENTRO DE PRESSÃO (COP).....	29
FIGURA 4 – CONDIÇÕES REALIZADAS NA PLATAFORMA DE FORÇA	34

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DA AMOSTRA	36
TABELA 2 – MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DE JOVENS E IDOSOS NOS TESTES DE CAMPO DE EQUILÍBRIO E NA PLATAFORMA DE FORÇA.....	37
TABELA 3 – CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO	43
TABELA 4 – CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO E OS TESTES NA PLATAFORMA DE FORÇA.....	44

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – COMPARAÇÃO DO TESTE ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG (BBS) ENTRE JOVENS E IDOSOS.....	38
GRÁFICO 2 – COMPARAÇÃO DO TESTE ESCALA DE EQUILÍBRIO ORIENTADO PELO DESEMPENHO (POMA) ENTRE JOVENS E IDOSOS	38
GRÁFICO 3 – COMPARAÇÃO DO TESTE DE ROMBERG (ROMB) ENTRE JOVENS E IDOSOS.....	39
GRÁFICO 4 – COMPARAÇÃO DO TESTE DE ALCANCE FUNCIONAL (AF) ENTRE JOVENS E IDOSOS.....	40
GRÁFICO 5 – COMPARAÇÃO DO TESTE LEVANTAR E CAMINHAR CRONOMETRADO (TUGT) ENTRE JOVENS E IDOSOS	40
GRÁFICO 6 – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL AMPLITUDE ÂNTERO-POSTERIOR (AMP-AP)	41
GRÁFICO 7 – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL AMPLITUDE MÉDIO-LATERAL (AMP-ML)	42
GRÁFICO 8 – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL TRAJETÓRIA DO CENTRO DE PRESSÃO (TRAJ-COP).....	42

RESUMO

Vários testes de equilíbrio têm sido utilizados para identificar o controle postural. Entretanto, não se sabe quais testes de campo refletem mais efetivamente a capacidade em manter o equilíbrio. O objetivo desse estudo foi comparar um conjunto de testes funcionais de equilíbrio com os testes de posturografia em plataforma de força (PF) (AMTI OR6-7) e verificar se esses testes são capazes de discriminar diferenças no equilíbrio entre jovens e idosos. Assume-se que os jovens tenham melhor desempenho no equilíbrio quando comparados aos idosos que acumulam efeitos degenerativos do envelhecimento. Participaram do estudo 21 jovens ($21,7 \pm 2,0$ anos) e 18 idosos ($69,3 \pm 7,0$ anos) de ambos os gêneros. Os testes de campo foram: Escala de Equilíbrio de Berg (BBS), Escala de Equilíbrio Orientada pelo Desempenho, (POMA), Alcance Funcional (AF), Teste de Romberg e Levantar e Caminhar Cronometrado (TUGT). As variáveis analisadas na posturografia foram: amplitude de deslocamento nas direções ântero-posterior (AMP-AP) e médio-lateral (AMP-ML) e trajetória do centro de pressão (TRAJ COP). Os sujeitos foram avaliados em cinco condições durante 60s cada. Uma ANOVA *one-way* foi aplicada para determinar diferenças nos testes de equilíbrio entre grupos (jovens x idosos). Além disso, o teste de correlação de Spearman foi aplicado para identificar a associação entre os TC e PF. Os TC foram capazes de diferenciar jovens de idosos ($p \leq 0,05$). Os testes na PF também diferenciaram os grupos, exceto na AMP-AP em duas condições. As correlações indicaram que os testes BBS ($r = -0,43 \pm 0,04$) e TUGT ($r = 0,45 \pm 0,10$) se correlacionaram com maior número de variáveis da PF ($p \leq 0,05$) e devem ser preferidos quando a avaliação do equilíbrio for determinada. Por outro lado, alguns testes que têm sido freqüentemente aplicados na determinação do equilíbrio em idosos (POMA e alcance) não se correlacionaram fortemente com os testes de posturografia e são questionados quanto a sua capacidade de determinar adequadamente o equilíbrio.

Palavras-chave: *controle postural , posturografia, testes funcionais de equilíbrio*

1.0 INTRODUÇÃO

O equilíbrio é a capacidade de manter o controle postural, o qual desempenha um papel fundamental para a estabilidade na posição em pé e para a caminhada independente. Ele é definido como o momento aonde a somatória das forças que agem sobre o corpo se iguala a zero ($\sum F=0$) (ENOKA, 2000). Para Freitas e Duarte (no prelo), as forças que agem sobre o corpo podem ser externas, como a força de gravidade ou a força de reação do solo, ou ainda, internas, como a respiração e o batimento cardíaco. Na manutenção da postura quieta, as massas corporais estão igualmente distribuídas num ponto teórico, denominado centro de massa corporal, onde as forças e torques estão equilibrados, independentemente da posição do corpo.

O sistema de controle do equilíbrio depende dos sistemas proprioceptivo, vestibular e óculo-motor (SCHMIDT et al., 2003). O sistema proprioceptivo fornece informações sobre a posição do corpo no espaço e dos segmentos corporais entre si. O sistema vestibular inicia reflexos necessários para a estabilização do olhar, da cabeça e do corpo, mantendo o tônus muscular. E o sistema óculo-motor, também é responsável por enviar informações sobre as percepções das relações espaciais, tanto pelos interoceptores (músculos e tendões) quanto pelos esteroceptores da pele (QUEIROZ, 2005). Todas as informações sensoriais são enviadas ao sistema nervoso central que é o responsável por processar essas informações e então, enviar impulsos eferentes para os sistemas responsáveis por manter o controle do equilíbrio corporal. Assim, percebe-se como é complexo o mecanismo de manutenção do equilíbrio devido à interação entre vários sistemas.

A capacidade para manter o equilíbrio e o controle postural é importante para o desempenho adequado das tarefas de vida diária, bem como para levantar e sentar-se numa cadeira ou realizar uma caminhada. A deterioração do equilíbrio com a idade é bem definida pela literatura, e idosos com déficit de equilíbrio são mais propensos a quedas e suas conseqüências (MACEDO et al., 2008).

O declínio das funções gerais relacionado ao processo de envelhecimento pode ser demonstrado no déficit em todas as partes dos sistemas responsáveis pelo controle postural o que resulta no fato de que um terço da população acima de 65 anos sofre quedas a cada ano (SILVA et al., 2008).

A importância do equilíbrio corporal tem sido evidenciada pelo grande número de estudos que buscam quantificá-lo a fim de se estabelecer níveis de independência na terceira idade, conhecer os riscos de queda e apontar exercícios físicos que contribuam na prevenção de quedas nessa população. Douris et al. (no prelo) analisou os efeitos dos exercícios aquáticos e terrestres nos escores de equilíbrio em idosos. Para tanto, utilizou o teste escala de equilíbrio de Berg e afirmou ser este um teste validado, confiável, direto e simples, pois levou menos de 20 minutos para ser aplicado. Gregório e Rocha (no prelo) também realizaram análises de equilíbrio através de testes funcionais. O equilíbrio estático foi determinado através do teste de Romberg e do teste de alcance funcional. Os autores apontaram a praticidade dos testes, porém afirmaram que o teste de Romberg se baseia apenas em uma observação não sistematizada o qual apenas qualifica o equilíbrio em bom ou ruim.

Em geral, a avaliação do equilíbrio tem sido efetuada por uma variedade de testes que envolvem protocolos e metodologias diversas para sua quantificação. Dentre esses testes destacam-se o teste de alcance funcional (SILVEIRA et al., 2006), a Escala de Equilíbrio Orientada pelo Desempenho (POMA), (GOMES, 2003), o teste de levantar e caminhar cronometrado (TUGT) (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003) e a Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) (MIYAMOTO et al., 2004). O elevado número de possibilidades causa dificuldade na escolha de testes de equilíbrio que possam refleti-lo adequadamente, pois não se sabe quais desses testes refletem da melhor forma a capacidade dos sujeitos em manter seu equilíbrio.

Além disso, é necessário que a avaliação do equilíbrio permita retratar as características peculiares de determinada amostra. Por exemplo, alguns estudos têm reportado que certos testes de equilíbrio apresentam efeito teto e não permitem discriminar modificações discretas do equilíbrio em determinadas populações (ex. idosos) (RESENDE et al., 2008).

A maior parte desses testes tem sido aplicada pela facilidade e baixo custo envolvidos, porém, pouco se sabe como tais testes se correlacionam entre si e, como se correlacionam com medidas objetivas determinadas por medidas diretas, ou seja, por meio de plataforma de forças.

Medidas de equilíbrio em plataformas de força, avaliações de posturografia, permitem identificar pequenas alterações através da determinação do centro de

pressão (COP) que é o resultado das ações do sistema de controle postural e da força da gravidade na manutenção do equilíbrio postural (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003) e, por este motivo, têm sido consideradas como referência para determinar mudanças no controle do equilíbrio e da postura corporal.

Portanto, é necessário observar a concordância entre os testes aplicados para a determinação do controle postural a fim de determinar quais desses testes melhor refletem essa capacidade. E, em adição, existe a necessidade de estabelecer se os testes de equilíbrio são capazes de diferenciar o equilíbrio entre jovens e idosos, populações com conhecidas diferenças em sua capacidade de manter o controle postural.

1.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo tem por objetivo comparar um conjunto de testes funcionais de campo aplicados para a determinação do equilíbrio corporal com dados objetivos obtidos em plataforma de força. Além disso, o estudo visa analisar se esses testes são capazes de discriminar sujeitos com diferentes capacidades de equilíbrio, como jovens e idosos.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Comparar o equilíbrio determinado por meio de testes de campo entre jovens e idosos;
- Comparar os resultados do equilíbrio na plataforma de força entre jovens e idosos;
- Determinar a correlação entre os testes de campo de equilíbrio;
- Determinar a correlação entre os testes de equilíbrio de campo e os testes em plataforma de força nos sujeitos jovens e idosos;

1.2 HIPÓTESES

- H1: Os testes de campo de equilíbrio discriminam sujeitos jovens de idosos.
- H2: Os testes na plataforma de força discriminam sujeitos jovens de idosos.
- H3: Existe correlação entre os testes de campo de equilíbrio.

- H4: Existe correlação entre os testes de campo e a plataforma de força.

1.3 JUSTIFICATIVA

O desenvolvimento de um estudo voltado para a análise de resultados e comparações entre testes de equilíbrio pode contribuir para apontar testes de campo que são mais confiáveis em seus resultados, visto que esses testes são de fácil aplicação e não demandam elevados custos. Os testes em plataforma de força são mais confiáveis, porém de difícil acesso, visto que grande parte está presente somente no meio acadêmico. Portanto, é importante saber como os testes de campo se correlacionam entre si e como se correlacionam com medidas objetivas determinadas por meio de plataforma de força com a intenção de encontrar um teste que possa ser preferido quando a avaliação do equilíbrio for determinada. Além de verificar se esses testes de equilíbrio conseguem discriminar indivíduos com grandes diferenças na capacidade de controle postural visto que os idosos exibem maior oscilação dos parâmetros de controle postural quando comparados aos jovens que possuem melhor função dos sistemas responsáveis pelo controle postural.

2.0 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 SISTEMA DE CONTROLE POSTURAL

Manter-se em um pé só e caminhar sobre uma superfície estreita são situações específicas que lembram o equilíbrio, porém também há outras atividades simples como caminhar, subir escadas, levantar e sentar que exigem os mecanismos envolvidos no controle postural. Assim, percebe-se a importância do controle postural nas diversas tarefas motoras diárias (RAMOS, 2003).

A postura é uma resposta neuromecânica que se relaciona com a manutenção do equilíbrio (ENOKA, 2000). E a manutenção do equilíbrio é a capacidade de controlar o centro de gravidade sobre a base de sustentação, ou seja, para manter o equilíbrio, o indivíduo precisa manter o seu centro de massa corporal dentro dos limites da base de sustentação, também chamada de base de suporte, que corresponde a área formada pelas bordas externas dos pés, em contato com o chão (NETO, 2005; GONÇALVES, 2006). As bordas externas dos pés são os limiares nos quais o corpo pode manter sua posição sem alterar a base de suporte (SILVA et al., 2008).

A estabilidade é definida como a capacidade de um objeto de retornar ao equilíbrio ou à posição inicial após ser deslocado. Ela existe quando a linha da gravidade é projetada dentro dos limites da base de sustentação. Os níveis de estabilidade aumentam com uma base de sustentação maior, um centro de gravidade mais baixo, ou uma linha de gravidade numa posição mais central na base de sustentação. O corpo humano apresenta um centro de gravidade relativamente alto e uma base de sustentação pequena, o que levanta alguns problemas na manutenção da estabilidade (NETO, 2005).

A estabilidade do corpo é proporcional a área da base de suporte. Quanto mais afastados estiverem os pés, mais larga será a base de suporte e mais estável estará o indivíduo (ENOKA, 2000).

O equilíbrio pode ser estático ou dinâmico. O primeiro é o estado em que o conjunto das forças atuantes no corpo está anulado, permitindo ao corpo permanecer na posição pretendida (NETO, 2005). E o segundo é a capacidade que permite ao indivíduo progredir ao longo de um movimento voluntário, sem

comprometer a sua estabilidade, portanto o equilíbrio dinâmico é representado pela manutenção da postura durante o desempenho de uma habilidade motora que tenda a perturbar a orientação do corpo (FIGUEIREDO et al., 2007). A tarefa básica do equilíbrio é a manutenção da estabilidade corporal tanto em condição estática quanto dinâmica (CARVALHO et al., 2009).

Geralmente a postura é vista como um processo estático, mas a gravidade e os mecanismos de controle neural provocam constantemente um deslocamento sutil do alinhamento do corpo, que necessita de controle postural (AIKAWA et al., 2006). E o sistema nervoso central (SNC) é responsável por gerar padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de massa do corpo e a base de suporte (FREITAS & BARELA, no prelo).

A manutenção de uma postura particular do corpo com um mínimo de oscilação é a representação do equilíbrio estático. Quando permanecemos numa posição estática ocorrem esses pequenos movimentos da massa corporal ao longo da base de sustentação, que constituem a chamada oscilação corporal. A oscilação corporal é formada pelos movimentos corretivos do controle da posição do corpo, e é determinada pela localização e pela quantidade de movimento que ocorre na projeção do vetor vertical no plano horizontal. A amplitude da oscilação corporal aumenta quando, por exemplo, fechamos os olhos (NETO, 2005).

Mesmo que não haja nenhuma força externa perturbando o equilíbrio estático, algum tipo de balanço do corpo é observado e a postura corporal é continuamente controlada (AIKAWA, 2006). Há estabilidade do sistema somente se após sofrer uma perturbação ele retorna a sua posição de equilíbrio (ENOKA, 2000). A postura e o equilíbrio envolvem tanto a capacidade de se recuperar da instabilidade como a habilidade de antecipar e mover-se de forma a evitar a instabilidade (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A capacidade de controlar a posição do corpo no espaço surge da complexa interação entre o sistema musculoesquelético e o neural, coletivamente denominado sistema do controle postural (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Um exemplo do controle automático da postura é a oscilação do corpo para frente e para trás durante a posição em pé ereta. Durante essa oscilação, é a atividade muscular que evita que se perca o equilíbrio e se caia. Portanto, o objetivo da atividade postural é manter a estabilidade do sistema musculoesquelético (ENOKA, 2000).

O controle postural tem sido definido, então, como o conjunto de processos pelo qual o sistema nervoso central gera padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de massa do corpo e a base de sustentação (ABREU et al., 2008). Ele possui dois objetivos a orientação postural e o equilíbrio postural. A orientação postural está relacionada ao posicionamento e ao alinhamento dos segmentos corporais uns em relação aos outros e em relação ao ambiente. Já o equilíbrio postural se refere à habilidade de manter a posição do corpo dentro dos limites de estabilidade através da relação entre as várias forças que agem sobre o corpo (forças externas – força gravitacional e forças internas – torques articulares). (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo).

O desempenho do sistema de controle postural para manter a estabilidade depende de um relacionamento coerente e estável entre informação sensorial e ação motora. Durante a manutenção da postura ereta, quando uma oscilação para frente é percebida pelo sistema sensorial, essa informação é utilizada para que os músculos posteriores dos membros inferiores e tronco sejam ativados e essa oscilação seja revertida. Após a reversão da direção da oscilação, o corpo é trazido para trás, até o momento em que o sistema sensorial detecte um excesso de oscilação corporal para trás. Quando isso ocorre, os músculos anteriores são ativados e o mesmo processo é repetido (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo).

Para FREITAS e DUARTE (no prelo) a manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, um conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor que desempenham esse papel. O papel do sistema sensorial é fornecer informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor realiza a ativação correta e adequada de músculos para realizar movimentos. E o sistema nervoso central é responsável por integrar as informações provenientes do sistema sensorial para então enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares.

As respostas neuromusculares (também chamadas de estratégias posturais) são necessárias para garantir que a projeção vertical do centro de gravidade (CG) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés) dando estabilidade ao corpo e permitindo a realização de

movimentos com os segmentos superiores do corpo (FREITAS e DUARTE, no prelo).

Portanto, o controle postural é o resultado de um complexo e dinâmico relacionamento entre o sistema sensorial (sistemas visual, vestibular e somatossensorial) e o sistema motor. E o controle também depende de alguns fatores biomecânicos, tais como a altura do centro de gravidade, a altura do centro de massa, o peso e o tamanho da base de sustentação (ALFIERI et al., 2008).

2.2 PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS

O equilíbrio existe quando o somatório das forças e momentos de força que agem sobre um sistema é igual a zero ($\sum F=0$) (FREITAS e DUARTE, no prelo) e esse sistema têm estabilidade somente se após uma perturbação ele retorna a sua posição de equilíbrio (ENOKA, 2000). Uma pessoa está em equilíbrio na posição em pé enquanto a linha de ação do vetor de peso permanece dentro dos limites da base de suporte e ela permanece estável enquanto o sistema musculoesquelético pode acomodar as perturbações locais e retornar a uma posição de equilíbrio (ENOKA, 2000).

O centro de massa (CM) é o ponto onde se concentra o equivalente do total de toda a massa corporal e é medido pela média do centro de massa de cada segmento corporal. A projeção vertical do centro de massa no solo é chamada de centro de gravidade (CG).

Qualquer movimento do corpo desloca CG relativamente a uma base de suporte e os ajustes posturais corretivos mantêm o CG perto do centro da base de suporte, mantendo a estabilidade postural (MARCHETTI, 2007). A oscilação ao redor de uma posição de equilíbrio média (*sway*) reflete a condição do controle neuromuscular. Ficar em pé não é um equilíbrio estático puro em consequência das acelerações e desacelerações da massa corporal durante a oscilação. (NORDIN, 2008).

As oscilações corporais apresentadas pelos seres humanos e a busca constante de uma posição de equilíbrio durante a manutenção da postura ereta ocorrem porque nosso sistema é instável devido a nossa base de suporte ser relativamente pequena e pelo centro de massa do nosso corpo estar posicionado a

uma altura considerável (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo). Portanto, a estabilidade do corpo depende de diversos fatores, como a altura do centro de gravidade (a aproximação do CG do chão aumenta a estabilidade), tamanho da base de suporte (quanto maior a base, mais estável), posição da projeção horizontal do CG na base de suporte e peso corporal (quanto maior, mais estável) (MARCHETTI, 2007).

Quando o centro de gravidade é conturbado para trás e para frente, o corpo se move como uma massa relativamente rígida sobre a base de suporte como um pêndulo invertido para trazer o centro de gravidade de volta, para cima da base de sustentação (AIKAWA et al., 2006).

Para manter o centro de massa dentro dos limites da base de apoio, o sistema de controle postural procura alcançar um estado de equilíbrio entre as forças externas (gravitacionais, inerciais, de atrito e de reação) que são produzidas pelo ambiente e as forças internas, produzidas pelas contrações musculares (torques articulares). Como resultado, o corpo exerce força sobre a superfície de apoio para mover ou manter o CM em uma região de estabilidade e a resultante vertical desta força é chamada de centro de pressão (COP).

O COP não representa a posição exata do centro de gravidade da massa do corpo, pois ele não é o mesmo que o centro de gravidade do corpo. O CG é a projeção vertical do centro de massa do corpo. Já o COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre os pés, ou seja, é a localização da reação da força vertical do solo que é igual e oposta a todas as forças que agem de cima para baixo e representa o resultado das ações do sistema de controle postural e da força da gravidade na manutenção do equilíbrio postural (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Ou seja, o COP é, na verdade, a resposta neuromuscular ao balanço do CG.

A eficácia do sistema de controle postural para a manutenção do equilíbrio está diretamente associada à amplitude de movimento do COP, sendo que essa amplitude é inversamente proporcional a qualidade do controle do equilíbrio. Os movimentos de amplitude reduzida do COP refletem um controle “bom” do equilíbrio, enquanto que deslocamentos amplos refletem um controle “ruim” do equilíbrio. Quando existe uma redução nas informações sensoriais que contribuem para o

controle postural, como uma patologia ou o envelhecimento, a amplitude de movimento do COP tende a aumentar (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

2.3 SISTEMAS SENSORIAIS ENVOLVIDOS

A manutenção da postura ereta exige que o indivíduo mantenha a direção do vetor de peso dentro da base de suporte o que requer o envolvimento de vários processos diferentes: informação sensorial para detectar a orientação e o movimento do indivíduo, seleção de estratégias de respostas apropriadas para manter a estabilidade e ativação dos músculos que podem superar o desequilíbrio postural. Na posição em pé ereta, conforme o indivíduo oscila para frente e para trás, os receptores sensoriais detectam essas oscilações e geram respostas compensatórias nos músculos adequados, mantendo assim, o equilíbrio (ENOKA, 2000).

Além da habilidade de produzir e aplicar forças para controlar a posição do corpo no espaço, o controle postural eficiente requer uma imagem acurada de onde o corpo está e se ele está imóvel ou em movimento, para então, saber quando e como aplicar as forças de restauração (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A informação sensorial é proveniente de três sistemas que são: vestibular, visual e somatossensorial (proprioceptivo, cutâneo e receptores articulares). Cada sistema fornece informações específicas para o sistema nervoso central, responsável pela organização das informações e determinação da posição e do movimento do corpo no espaço. Porém, nem todas essas informações são necessárias, e o indivíduo pode escolher entre os sinais sensoriais (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O sistema vestibular baseia-se em estímulos provenientes do aparato vestibular, localizado na orelha interna (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo). As informações vestibulares aferentes são usadas para a estabilização do olhar, a postura e o equilíbrio e contribuem com a nossa sensação consciente de orientação no espaço. O sistema vestibular fornece informações sensoriais sobre os movimentos e as posições da cabeça em relação às forças da gravidade e da inércia. Esse sistema é sensível às acelerações angulares e lineares. Os canais semicirculares percebem a aceleração angular da cabeça e são sensíveis a movimentos cefálicos rápidos, como os que ocorrem durante o andar ou o

desequilíbrio, como escorregões, tropeços e passos em falso. E os otólitos sinalizam a posição e a aceleração lineares e percebem movimentos cefálicos lentos, como os que ocorrem durante a inclinação postural. Portanto, a referência sensorial do sistema vestibular é a força gravitacional (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Uma das funções do sistema vestibular é servir de sistema de referência absoluta, com o qual outros sistemas (visual e somatossensorial) podem ser comparados e depois calibrados (BLACK e NASHNER, 1985 apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). O sistema vestibular é especialmente importante no controle do equilíbrio, durante o conflito entre os sistemas visual e somatossensorial.

O sistema somatossensorial é composto por vários receptores, espalhados por todo corpo, que percebem a posição e o movimento corporal, seu contato com objetos externos, inclusive o chão, e a orientação da gravidade (MANN et al., 2008). Além disso, as informações somatossensórias de todo o corpo relatam dados sobre a relação de diferentes segmentos do corpo uns com os outros. Os receptores somatossensórios incluem os fusos musculares e os órgãos de tendão de Golgi (sensíveis ao comprimento e tensão dos músculos), receptores articulares (sensíveis ao movimento e tensão das articulações) e mecanorreceptores cutâneos que incluem corpúsculos de Pacini (sensíveis à vibração), corpúsculos de Meissner (sensíveis ao toque e a vibração leves), discos de Merkel (sensíveis à pressão local) e terminações de Ruffini (sensíveis ao alongamento da pele). Sendo assim, a superfície de apoio, o contato com o meio, é a referência sensorial do sistema somatossensorial (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

As informações visuais relacionam-se com a forma, cor e movimento dos objetos situados em volta e do próprio corpo (MANN et al., 2008). O sistema visual relata o movimento cefálico, fornece uma referência para a verticalidade e suas informações e incluem dados visuais periféricos e foveais, apesar de que o estímulo periférico é considerado mais importante para o controle da postura. A relação do nosso corpo com os objetos existentes no ambiente é a referência sensorial do sistema visual (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Esse sistema utiliza estímulos visuais para fornecer informações do ambiente, da direção e velocidade dos movimentos corporais em relação ao ambiente, além de diferenciar o que é movimento do próprio corpo do que é movimento de um objeto externo (MACEDO et al., 2008).

A visão é considerada por alguns autores como o sistema sensorial que o corpo mais confia nas tarefas de manutenção da postura e de movimento (MASSION, 1992 apud TEIXEIRA et al., 2007). Porém, as informações visuais não são absolutamente necessárias para o controle do equilíbrio já que a maioria das pessoas consegue manter o equilíbrio quando fecha os olhos.

Um estudo realizado com deficientes visuais adquiridos constatou que os indivíduos cegos apresentam alterações no controle do equilíbrio estático corporal. As diferenças encontradas entre indivíduos cegos e com visão normal, na condição pés separados em posição confortável, foi no deslocamento máximo médio-lateral, quando os valores foram significativamente maiores nos cegos. Na direção ântero-posterior não houve diferença significativa entre os grupos. Os autores concluem que a visão é um importante sistema do controle da estabilidade postural, pois na ausência da visão há um aumento significativo da oscilação corporal (OLIVEIRA e BARRETO, 2005).

Embora a visão não seja necessária para o controle da postura, ela contribui ativamente para o controle do equilíbrio (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Toda essa rede de informações é interpretada pelo sistema nervoso central por onde ocorre uma complexa interação entre o sistema neural (processamento das informações) e o sistema musculoesquelético. O sistema musculoesquelético é responsável por gerar atividade de vários grupos musculares que estão envolvidos no controle postural para a busca e manutenção do equilíbrio corporal. Este controle ativo dos músculos é realizado com base nos estímulos sensoriais captados continuamente durante a manutenção da postura ereta. E esses estímulos são captados principalmente pelos sistemas visual, somatossensorial e vestibular (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo).

Portanto, as informações dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular, além dos fatores biomecânicos e produção de força muscular são fatores importantes para prover o controle postural (ALFIERI et al., 2008).

2.4 CONTROLE POSTURAL NA TERCEIRA IDADE

O envelhecimento é considerado um processo dinâmico, fisiológico e progressivo, acompanhado por alterações morfológicas, funcionais, bioquímicas e psicológicas, que vão limitando progressivamente o organismo, tornando-o mais susceptível às agressões intrínsecas e extrínsecas (LOPES et al., 2009, BRUNI et al., 2008).

O envelhecimento populacional vem ganhando reconhecimento universal e o Brasil ocupa hoje a sétima colocação mundial em número de idosos. Em 2025, espera-se que o país ocupe a sexta posição (LOPES et al., 2009). Um terço da população acima de 65 anos sofre quedas a cada ano e essas quedas ocorrem devido ao declínio da função relacionado à idade podendo ser demonstrado em todas as partes dos sistemas responsáveis pelo controle postural (SILVA et al., 2008). Diante desses fatos, muitos são os estudos voltados para a população idosa, o risco de quedas na terceira idade, e as consequências do processo de envelhecimento.

Os dados do Projeto Diretrizes da Associação Médica Brasileira mostram que o número de quedas aumenta progressivamente com a idade, é mais freqüente em mulheres do que em homens da mesma faixa etária e idosos que necessitam de ajuda nas atividades da vida diária têm uma probabilidade de cair 14 vezes maior que as pessoas da mesma idade independentes. E as consequências das quedas resultam em fraturas, ferimentos importantes que necessitam de cuidados médicos e até em mortes, sendo que as quedas são a 6ª causa de óbitos da população geriátrica brasileira (PEREIRA et al., 2001).

O processo de envelhecimento é um período de transformações e degradações funcionais que englobam diversas alterações fisiológicas como a diminuição da visão (redução da percepção de distância e visão periférica e adaptação ao escuro); diminuição da audição (não ouve sinais de alarme); distúrbios vestibulares (infecção ou cirurgia prévia do ouvido, vertigem); distúrbios proprioceptivos (há diminuição das informações sobre a base de sustentação); aumento do tempo de reação à situações de perigo; diminuição da sensibilidade dos baroreceptores à hipotensão postural. Além dos distúrbios músculo-esqueléticos como degenerações articulares (com limitação da amplitude dos movimentos),

fraqueza muscular (diminuição da massa muscular); sedentarismo e deformidades dos pés (PEREIRA et al., 2001). E o declínio das funções gerais e da função motora, comprometida em menor ou maior grau nos indivíduos idosos, é complexo e multifatorial. (GOMES, 2003).

2.4.1 Mudança no Sistema Sensorial Associado à Idade

Um dos primeiros sistemas a sofrer o impacto do processo do envelhecimento fisiológico é o sistema sensorial e, particularmente, o visual (MACEDO et al., 2008).

Devido a mudanças múltiplas na estrutura do olho propriamente dito, menos luz é transmitida para a retina, portanto, o limiar visual (a luz mínima necessária para ver um objeto) aumenta com a idade. Além disso, ocorre a perda do campo visual, o declínio da acuidade visual e a sensibilidade do contraste visual, causando problemas de percepção do contorno e da profundidade (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A diminuição da acuidade visual ocorre devido à diminuição no número dos sensores proprioceptivos nos músculos oculares e isso causa problemas de percepção do contorno e de profundidade, diminuindo as informações sobre a posição do corpo no espaço (ALFIERI et al., 2008). E essas mudanças no sistema visual associadas ao envelhecimento afetam o controle postural.

As alterações somatossensoriais ocorrem devido a alterações na quantidade e na bioquímica das estruturas nervosas, levando o idoso a ter diminuição da discriminação sensorial. Ocorre perda dos receptores sensoriais e diminuição na propriocepção com a idade (ALFIERI et al., 2008). Os idosos sofrem declínio na sensação do toque leve, da pressão e da vibração, mediados pelos órgãos terminais de Meissner e os corpúsculos de Paccini. Ocorre perda de receptores e um declínio de até 30% nas fibras sensoriais que inervam os receptores periféricos (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O sistema vestibular também sofre uma redução na função, com uma perda de 40% das células vestibulares ciliares e nervosas aos 70 anos (ROSENHALL e RUBIN, 1975, apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Esse declínio na função vestibular faz com que esse sistema de referência absoluta seja menos confiável e,

portanto, o sistema nervoso tem dificuldades para lidar com as informações conflitantes que chegam dos sistemas visual e somatossensorial. Esse pode ser o motivo pelo qual os idosos com déficit vestibular têm problemas de tontura e instabilidade quando estão em ambientes com informações visuais e somatossensoriais conflitantes (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Como o equilíbrio depende de múltiplas informações sensoriais, uma falha em qualquer um dos sistemas envolvidos, individualmente ou em conjunto, pode causar o desequilíbrio postural (ENOKA, 2000). E assim, com as mudanças nos sistemas sensoriais, o idoso sofre com o declínio na estabilidade.

2.4.2 Mudança no Sistema Musculoesquelético Associado à Idade

O sistema musculoesquelético desempenha papel fundamental no controle postural sendo responsável pelas ações musculares, quer seja de estabilização ou de correções por meio de contrações (ALFIERI et al., 2008). Porém, mudanças no tecido muscular são observadas no processo de envelhecimento. Após os 60 anos, o ritmo da perda de fibras musculares se acelera levando a uma atrofia e a conseqüente perda de força muscular. A diminuição do número de fibras musculares do tipo II, de condução rápida, o aumento de tecido gorduroso e a presença de ligações aleatórias do colágeno ocasionam uma menor elasticidade do tecido muscular e conseqüente prejuízo nas unidades motoras funcionais (VANDERVOORT, 1998 apud GOMES, 2003).

Os idosos possuem menor área de tecido contrátil e maior área de tecido não contrátil do que jovens (KENT-BRAUN et al., 2000 apud ALFIERI et al., 2008). Isso ocorre porque a medida que as células do músculo de idosos morrem, elas são substituídas por tecido conjuntivo e gordura (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A perda de fibras musculares, neurônios motores, unidades motoras, força e massa muscular observada na terceira idade provocam uma diminuição na habilidade de gerar força. E outro fator que acompanha o envelhecimento é a diminuição da velocidade de contração muscular o que favorece o déficit funcional do sistema neuromotor no que diz respeito a alterações nos reflexos de proteção, na coordenação e no equilíbrio (ALFIERI et al., 2008).

As mudanças no sistema musculoesquelético afetam a capacidade funcional dos músculos. A força isométrica máxima é reduzida e o músculo se cansa mais rapidamente e o índice de desenvolvimento de tensão é mais lento (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Segundo Aikawa et al. (2006) a musculatura responsável a adaptar-se às respostas posturais ao centro de gravidade encontra-se alterada no idoso. O músculo tibial anterior, quando enfraquecido, caracteriza o pé plano do idoso e o músculo quadríceps femoral e outros músculos do membro inferior se encontram em desequilíbrio pela retificação pélvica. Em um adulto jovem saudável, o músculo tibial anterior seria ativado em primeiro lugar, seguido por uma resposta do músculo quadríceps femoral à medida que o centro da gravidade é puxado para trás sobre a base de sustentação. Portanto, essas adaptações que ocorrem no sistema sensório-motor dos idosos podem ocasionar uma falha na manutenção da estabilidade e, por uma informação sensorial imprecisa, seleção de uma referência sensorial ou resposta de movimentos inapropriada, bem como a incapacidade musculoesquelética para efetuar boa resposta, podem ocasionar uma oscilação postural e conseqüentes quedas para esses indivíduos.

Todas essas alterações que acompanham o processo de envelhecimento geram a perda de algumas capacidades físicas, reduzem a habilidade para controlar a postura e a marcha e contribuem para a instabilidade corporal do idoso (MANN et al., 2008). A seleção anormal de informações sensoriais e de respostas de ajuste postural, a detecção precária de desequilíbrio, a percepção reduzida dos limites de estabilidade, a fraqueza dos músculos envolvidos e a habilidade prejudicada para coordenar atividades entre músculos sinergistas são fatores que causam o declínio na habilidade para controlar a postura (ENOKA, 2000).

2.4.3 Interação entre Informação Sensorial e Ação Motora em Idosos

Jamet et al. (2004) relataram em seus estudos que o processo do envelhecimento fisiológico, a senescência, afeta desfavoravelmente o equilíbrio, produzindo mudanças em todos os níveis do controle postural, propiciando desordens nas três funções principais: os receptores sensoriais, o processamento cognitivo central e a execução da resposta motora. Esses acometimentos são

decorrentes das múltiplas doenças crônicas, irreversíveis, suas incapacidades e problemas associados.

Os problemas enfrentados por idosos durante o controle postural estão associados a alterações no relacionamento entre informação sensorial e ação motora. Lopes, Razuk e Barela (2009) explicam que idosos não conseguem discriminar tão bem pequenas variações do estímulo sensorial e alterar a relação entre a informação que esse estímulo propicia e a ação motora mais adequada para a situação.

A dificuldade que eles enfrentam é a de levar mais tempo para detectar e integrar as informações sensoriais mais relevantes, selecionar a melhor resposta para determinada situação e, necessitam de mais tempo para gerar ações motoras necessárias para a manutenção do equilíbrio e orientação postural. E, quando o sistema de controle postural não consegue, de forma apropriada, captar e integrar essas informações e gerar respostas motoras rápidas e adequadas podem ocorrer desequilíbrios e, em alguns casos, quedas (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo).

Com tudo isso, é muito mais difícil para os idosos minimizar os efeitos das perturbações que são impostos ao equilíbrio, e essa seria a principal razão para o aumento da incidência de quedas nessa população (FREITAS JUNIOR e BARELA, no prelo).

As alterações no controle da postura e o declínio na capacidade de controlar o balanço postural influenciam a estabilidade do indivíduo, levam a alterações na realização das atividades cotidianas, predispõem os idosos a quedas e a lesões acidentais e a conseqüente perda da capacidade funcional dos idosos (AIKAWA et al., 2006).

2.4.4 Mobilidade na Terceira Idade

Apesar de freqüentemente a mobilidade estar relacionada apenas as condições do andar ou da locomoção, muitos outros aspectos dessa capacidade são essenciais para a independência nas atividades da vida diária. A capacidade de mudar de posição, seja da sentada para a vertical, levantar-se de uma cama ou erguer-se de uma cadeira e sentar-se em outra, é uma parte fundamental da mobilidade. Essas diversas tarefas fazem parte do conceito das tarefas de

transferência. As transferências são um aspecto importante da função da mobilidade. Se o idoso tem incapacidade para mudar de posições de forma segura e independente, ele tem o obstáculo de recuperar a mobilidade normal (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Todas as tarefas de mobilidade dividem três exigências essenciais: movimento na direção desejada (progressão), controle postural (estabilidade) e capacidade de adaptar-se às condições mutáveis da tarefa e do ambiente (adaptação) (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Da posição sentada para a vertical, as pessoas idosas utilizam estratégias como inclinar o tronco à frente para colocar o centro de massa dentro da base de apoio dos pés, antes de se levantar ou utilizam os apoios para os braços para auxiliar na mudança de posição sentada para em pé (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

São pelas razões das diferenças encontradas no padrão de idosos, na dificuldade que eles apresentam na realização de tarefas da vida cotidiana, que testes funcionais de equilíbrio são aplicados, a fim de determinar e poder quantificar a perda funcional, ou a maior dependência presente em idosos.

2.5 AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO

Para se estudar o controle postural, a maneira mais comum é o da observação do comportamento (principalmente da oscilação) do corpo durante uma tarefa qualquer (FREITAS e DUARTE, no prelo). São vários os testes desenvolvidos para avaliar o equilíbrio e detectar possíveis alterações do equilíbrio, para identificar o risco de quedas na terceira idade, para identificar o nível de independência e a capacidade funcional de idosos e identificar sujeitos mais propensos às quedas (FIGUEIREDO et al., 2007; ISHIZUKA, 2003).

Testes e medidas são utilizados para investigar como um indivíduo pode executar uma variedade de tarefas funcionais que exijam controle postural. As tarefas podem refletir a necessidade de um controle postural estável, como manter uma postura sentada ou vertical independente, sem comprometer a segurança; um controle postural antecipatório, como alongar o corpo, inclinar-se para frente e pegar um objeto do chão; e um controle postural reativo, como a recuperação após uma

perturbação ou empurrões de pouca amplitude. O exame do controle postural, a partir da perspectiva funcional, pode fornecer informações sobre o nível de desempenho do indivíduo, a necessidade de terapia ou informações sobre alterações na capacidade funcional (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Os instrumentos que avaliam o equilíbrio dividem-se em testes de campo e testes laboratoriais. Os testes de campo, também chamados de testes funcionais, são mais simples, geralmente requerem pouco espaço, tempo e material e têm a vantagem de serem de fácil aplicação, com baixo custo (RAMOS, 2003). Eles podem avaliar tarefas funcionais comuns como sentar, andar sem apoio, alongar à frente, executar um giro de 360º e mudar da posição sentada para a posição em pé. Seus resultados mostram implicações terapêuticas aparentes, apesar das limitações em relação à confiabilidade aos dados e precisão dos resultados (FIGUEIREDO et al., 2007).

Os testes laboratoriais apresentam uma melhor precisão e melhor potencial para detectar distúrbios do equilíbrio. São mais complexos e exigem maior custo financeiro pelo fato de utilizarem aparelhos sofisticados e exigirem maior infraestrutura para serem aplicados, porém, fornecem resultados mais apurados que não são obtidos através dos testes de campo (RAMOS, 2003). Os testes de laboratório conseguem mensurar a posição e a trajetória do COP e prever com boa estimativa a estabilidade postural (PASQUIER, et.al., 2003). Ambos os testes apresentam limitações, os primeiros em relação à precisão dos resultados, e os últimos em relação ao acesso, visto que geralmente só são encontrados na comunidade acadêmica.

Vários são os testes de campo e de laboratório que avaliam o controle do equilíbrio e a seguir serão descritos alguns dos principais testes utilizados na literatura.

2.5.1 Testes de Campo para Avaliação do Equilíbrio

Dentre os muitos testes de campo que avaliam o controle do equilíbrio estão: a Escala de Equilíbrio de Berg (BBS), a Escala de Equilíbrio e Mobilidade Orientada pelo Desempenho (POMA), o Teste de Romberg, o Teste de Alcance Funcional (AF) e o Teste do Levantar e Caminhar Cronometrado (TUGT).

2.5.1.1 Escala de Equilíbrio de Berg

A Escala de Equilíbrio de Berg, ou *Berg Balance Scale* (BBS), foi criada em 1992 por Katherine Berg, tendo ampla utilização para avaliar o equilíbrio nos indivíduos da terceira idade acima dos 60 anos (RESENDE et al., 2008; GAZZOLA et al., 2006). Esta escala foi traduzida e adaptada para a língua portuguesa por Miyamoto et al. (2004), visto que a versão brasileira (Escala de Equilíbrio de Berg) é um instrumento confiável para ser utilizado na avaliação do equilíbrio de idosos (Vide Anexo 1, p. 63).

A BBS é uma avaliação funcional do desempenho do equilíbrio que tem o objetivo de avaliar o equilíbrio de indivíduos idosos e pacientes que apresentam déficit de equilíbrio, além de avaliar o potencial para o risco de quedas. A escala é baseada em 14 itens comuns do dia a dia, tais como ficar de pé, levantar-se, sentar-se, inclinar-se à frente, transferir-se, virar-se, dentre outras, que avaliam o controle postural, incluindo o estável e o antecipatório e que requerem diferentes forças, equilíbrio dinâmico e flexibilidade. A avaliação se dá por observação e cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que variam de 0 a 4 pontos. Portanto, a pontuação máxima que pode ser alcançada é de 56 pontos (FIGUEIREDO et al., 2007).

Os pontos são baseados no tempo em que uma posição pode ser mantida, no tempo para completar uma tarefa e na distância em que o membro superior é capaz de alcançar à frente do corpo. Os pontos devem ser subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos ou o sujeito necessite de supervisão para execução da tarefa (FIGUEIREDO et al., 2007).

O declínio nas pontuações dessa escala foi associado a um risco elevado de queda. Na amplitude de 56 a 54, cada ponto a menos na Escala de Berg é associado a um aumento de 3 a 4% no risco de quedas. Na amplitude de 54 a 46, uma alteração de um ponto nessa escala foi associada a um aumento de 6 a 8% no risco de quedas. Abaixo de 36, o risco era próximo dos 100% (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O teste é simples, seguro para a avaliação de idosos e fácil de administrar. Os equipamentos necessários são apenas um cronômetro, um banquinho (ou step),

uma cadeira e uma régua, sendo essa uma das vantagens da utilização da escala de Berg, ela requer pouco equipamento para ser realizada, além de que para sua execução leva-se em torno de 15 minutos (SILVA et al., 2008).

A escala de equilíbrio de Berg foi desenvolvida para atender a várias propostas na prática clínica e em pesquisas para monitorizar o estado do equilíbrio do paciente, o curso de uma doença, prever quedas, selecionar pacientes aptos ao processo de reabilitação e a resposta do paciente ao tratamento. Por esse motivo, ela é largamente utilizada em pesquisas científicas, sendo direcionada a idosos, que vivem institucionalizados ou na comunidade, e a pacientes com diversos tipos de incapacidades independentemente da idade, tais como acidente vascular cerebral, esclerose múltipla, artrite reumatóide, doença de Parkinson e distúrbios vestibulares (FIGUEIREDO et al., 2007).

Foi comprovado que a Escala de Berg está correlacionada aos outros testes de equilíbrio e mobilidade, incluindo o teste de mobilidade de Tinetti ($r = -0,91$) e o teste de levantar e caminhar cronometrado ($r = -0,76$) (BERG et al., 1992 apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O teste tem uma boa objetividade de teste-reteste, e consegue discriminar os idosos mais propensos às quedas (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Os achados do estudo de Boulgarides et al. (apud FIGUEIREDO et al., 2007) contradizem dados anteriores, pois concluem que a escala do equilíbrio de Berg não prediz quedas em idosos ativos, independentes e que vivem na comunidade, provavelmente pelo efeito-teto na pontuação total que ocorre nessa escala. Nota-se, portanto, a baixa especificidade da escala no que se refere aos idosos com melhor capacidade funcional (FIGUEIREDO et al., 2007).

2.5.1.2 Escala de Equilíbrio e Mobilidade Orientada pelo Desempenho

A *Performance-Oriented Mobility Assessment of Gait and Balance* (POMA), ou Avaliação da Marcha e Equilíbrio Orientada pelo Desempenho foi criada em 1986, por Tinetti, e adaptada culturalmente para o Brasil por Gomes (2003) e vem sendo utilizada em diversos trabalhos, como parte ou como instrumento único de mensuração do desempenho da marcha e do equilíbrio da população idosa (ABREU et al, 2008) (Vide Anexo 2. p.67).

É uma escala simples e eficiente capaz de detectar déficits de mobilidade do idoso. O protocolo é dividido em duas partes: uma avalia o equilíbrio e a outra avalia a marcha. Os testes funcionais de equilíbrio reproduzem movimentos rotineiros que requerem equilíbrio, enquanto a avaliação funcional da marcha reflete a segurança e a eficiência do deslocamento no ambiente (BRUNI et al., 2008, GOMES, 2003).

No formato inicial, a avaliação de equilíbrio consistia em oito manobras em situações de desestabilização do centro de gravidade, e a avaliação da marcha incluía também oito itens realizados através de atividades seqüenciais, em um pequeno percurso de marcha o qual refletia a segurança e a eficiência do deslocamento no ambiente. Algumas tarefas apresentavam uma pontuação 0 e 1; outras de 0, 1 ou 2 e havia ainda uma única tarefa que poderia ser pontuada de 0 a 4. Os escores máximos eram 15 para equilíbrio e 13 para marcha (GOMES, 2003).

Em formato criado posteriormente, no mesmo ano, Tinetti (1986) acrescentou 5 tarefas de equilíbrio e propôs uma forma de avaliação com 3 níveis de respostas qualitativas e cada nível apresenta uma pontuação específica: normal (3 pontos), adaptativo (2 pontos) e anormal (1 ponto). A pontuação máxima para o teste de equilíbrio pode chegar a 39 pontos. (TINETTI, 1986 apud GOMES, 2003). Já o teste de avaliação da marcha apresenta os níveis normal (2 pontos) e anormal (1 ponto), em que a pontuação total pode chegar a 18 (BRUNI et al., 2008).

As manobras para avaliação do equilíbrio incluem atividades que são realizadas durante as atividades da vida diária como sentar, ficar em pé, girar em torno do próprio eixo-360°, alcançar um objeto numa prateleira alta, ficar numa perna só, pegar um objeto do chão. O POMA é um instrumento fácil e rápido de ser administrado sendo necessário um tempo aproximado de 10 minutos para ser aplicado (GONÇALVES, 2006).

O teste é indicado para uma população com maior comprometimento motor, fragilizada e que apresenta risco de queda, ou seja, idosos com uma faixa etária alta. Porém, mesmo com os cuidados com a amostragem (idade avançada e institucionalizados), Gomes (2003) encontrou um maior número de idosos independentes. Além disso, o autor observou baixa sensibilidade do teste para discriminar idosos com diferentes níveis de habilidade, encontrando um efeito teto no teste e observando que o maior problema do teste é a facilidade das tarefas para boa parte da amostra.

Portanto, há limitações no teste quanto a mudanças sutis no equilíbrio, não sendo específico para medir a capacidade de ajuste postural e equilíbrio (GONÇALVES, 2006). As limitações também são encontradas na detecção das diversas variações individuais. Uma idosa hígida, mas portadora de lombalgia crônica, teve dificuldade para realizar uma tarefa no estudo de Gomes (2003). Essa idosa obteve escore máximo na maioria dos itens, mas, obteve escore baixo em um item de dificuldade mediana. Esse resultado ilustra a possibilidade de características isoladas do idoso terem impacto no desempenho de alguns itens do POMA (TINETTI, 1986 apud GOMES, 2003).

Elaborar um instrumento de medida preciso, capaz de detectar diversas ou todas as variações individuais, seria quase impossível. Então, sugere que um instrumento desse tipo deva ser complementado com outras formas de avaliação para funções tão complexas e de múltiplas variáveis quanto à mobilidade (TINETTI, 1986 apud GOMES, 2003).

2.5.1.3 Teste de Romberg

O teste de Romberg é um teste que já foi utilizado de várias formas na literatura, ou como teste de campo (qualitativo) ou como teste laboratorial (quantitativo). Ele pode ser utilizado para comparar, por meio de observação visual do avaliador, as oscilações de um indivíduo em determinadas posturas com ou sem visão (FREITAS e DUARTE, no prelo). Como exemplo de teste de campo, Sanglard et al. (2007) utilizaram o teste de Romberg e Romberg-Barré sendo o primeiro com o indivíduo de pés juntos e olhos fechados pelo tempo de um minuto, podendo ser prolongado para dois minutos, e o segundo com o indivíduo com um pé a frente do outro e olhos fechados pelo tempo de um minuto. Eles afirmaram que além de serem testes amplamente utilizados em pesquisas científicas e eficazes como método para avaliar o risco de quedas, eles são de fácil aplicação.

Outra pesquisa realizou o teste de Romberg por 30 segundos nas posições pés juntos com olhos abertos e com os olhos fechados e posição tandem (calcanhar-dedo) com olhos abertos e fechados, além de apoio unipedal com olhos abertos e fechados e apoio unipedal virando a cabeça (KRONHED et al., 2001).

Como avaliação quantitativa, as oscilações podem ser mensuradas por equipamentos em laboratório. Ramos (2003) utilizou o teste de Romberg na plataforma de força, no qual foi solicitado que o indivíduo permanecesse em pé em distintas posições (pés separados confortavelmente, pés juntos, pés semi calcanhar-dedo e pés em posição calcanhar-dedo), com os olhos abertos e fechados, por um período de 30 segundos. Os sujeitos que apresentaram pequenas oscilações sem queda (Romberg ausente) possuíam uma condição de equilíbrio normal. A possibilidade de queda ou queda propriamente dita revela uma condição de equilíbrio deficitária (Romberg presente) (RAMOS, 2003) (Vide anexo 3, p. 69).

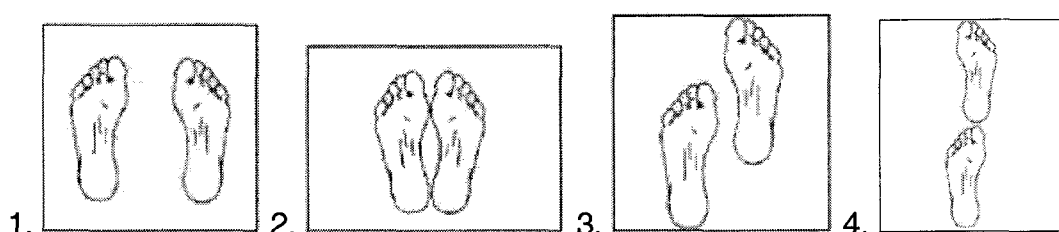


Figura 1. TESTE DE ROMBERG. 1. Pés separados confortavelmente; 2. Pés juntos; 3. Pés semi calcanhar-dedo; 4. Pés em posição calcanhar-dedo

2.5.1.4 Teste de Alcance Funcional

O Teste do Alcance Funcional (AF) foi elaborado em 1990, por Duncan et al., também chamado de “Teste de Alongamento Funcional” é um teste de um único item, desenvolvido como uma monitoração rápida dos problemas de equilíbrio nos idosos (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). É um instrumento de avaliação que identifica as alterações dinâmicas do controle postural e determina o quanto o indivíduo é capaz de se deslocar dentro dos limites de estabilidade na direção anterior.

O AF é um teste cuja execução exige alteração da configuração postural, o que promove instabilidade por meio da projeção do corpo para frente, simulando uma atividade de alcance. A incapacidade para execução desse teste sugere a presença de déficit de equilíbrio comprometendo a instabilidade, sendo uma ferramenta eficaz para identificar o risco de queda em idosos. Além disso, o AF apresentou correlação significativa com a escala FES-I-BRASIL (*Falls Efficacy Scale*

– *International-* Brasil), uma versão adaptada para a população brasileira que avalia o medo de cair em 16 atividades diárias distintas. (LOPES et al., 2009).

Ele também é um teste sensível a mudanças e bastante proveitoso como resultado do treino do equilíbrio avaliando melhora no desempenho funcional após intervenção (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

No teste o indivíduo fica em pé, com os pés separados e alinhados com os ombros e os braços elevados a 90º de flexão, com os dedos das mãos flexionados. O indivíduo fica próximo a uma parede onde foi colocada uma fita métrica, e então, é solicitado que ele faça a tentativa de alcançar à frente o máximo possível, sem dar passos, ou movimentar os pés, ou efetuar qualquer estratégia compensatória e sem perder o equilíbrio. O resultado do teste é representado pela média de três tentativas (SILVEIRA et al., 2006). As vantagens do teste do alcance funcional são refletidas na rapidez e praticidade para ser administrado, necessitando de pouco tempo para ser aplicado, de 1 a 2 minutos (GONÇALVES, 2006).

Deslocamentos menores que 15 cm indicam fragilidade do paciente e risco de quedas (FIGUEIREDO et al., 2007).

O alcance anterior diminui de acordo com o envelhecimento e com a redução na altura e no comprimento do braço. Recomenda-se então, que as medidas do alcance sejam normalizadas de acordo com a altura do indivíduo (Brauer, 1999 apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

2.5.1.5 Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado

Proposto por Podsiadlo e Richardson, no ano de 1991, o teste Timed Get Up and Go Test (TUGT), também chamado de “levantar e caminhar cronometrado”, avalia o equilíbrio sentado, transferências de sentado para a posição em pé, estabilidade na deambulação e mudanças do curso da marcha sem utilizar estratégias compensatórias, ou seja, a mobilidade e o equilíbrio. É um teste de monitoração relativamente simples e rápido, demora apenas alguns minutos, e parece ser um método válido para a monitoração tanto do nível da mobilidade funcional, como do risco de quedas nos idosos e da detecção de problemas de equilíbrio que afetam essa população (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A mobilidade é a capacidade de deslocamento do indivíduo pelo ambiente e é um componente da função física extremamente importante, constituindo um pré-requisito para a execução das atividades de vida diária e a manutenção da independência e seu prejuízo pode gerar incapacidades e dependência. Verifica-se que a mobilidade avaliada pelo teste de TUGT, é afetada pelo desempenho das atividades de banho, vestuário e transferência do Índice de Katz. O Índice de Katz é freqüentemente utilizado para avaliação das atividades da vida diária em idosos e as atividades avaliadas são: tomar banho, vestir-se, ir ao banheiro, transferência, continência e alimentar-se. Portanto, para executar as tarefas de banho, vestuário e transferência é importante que o idoso tenha equilíbrio, destreza nas mudanças de posição e estabilidade, habilidades essas que são avaliadas pelo TUGT. (OLIVEIRA et al., 2006).

O TUGT também apresentou correlação significativa com a escala FES-I-BRASIL (*Falls Efficacy Scale – International- Brasil*), a qual avalia o medo de cair em atividades diárias distintas (LOPES et al., 2009).

No TUGT o indivíduo parte da posição inicial sentado, com as costas apoiadas na cadeira, e é instruído a se levantar, andar um percurso linear de 3 metros, virar-se, retornar no mesmo percurso e assentar-se na cadeira novamente. O indivíduo é instruído a executar a tarefa de forma segura e o mais rapidamente possível (caminhando, sem correr) e o seu desempenho é analisado através da contagem do tempo necessário para realizá-la. O teste é realizado com o uso de calçados habituais e se necessário de bengala (FIGUEIREDO et al., 2007).

Quanto menor o tempo para a realização do teste, melhor a mobilidade e o equilíbrio. Os indivíduos independentes e sem alterações no equilíbrio realizam o teste em 10 segundos ou menos (desempenho normal); os que são dependentes em transferências básicas realizam o teste em 20 segundos ou menos (tempo considerado normal para idosos frágeis ou com deficiência) e os que necessitam mais de 30 segundos para realizar o teste são dependentes em muitas atividades da vida diária e na mobilidade, apresentando riscos aumentados de cair (OLIVEIRA et al., 2006).

Outras formas de aplicação do TUGT foram utilizadas adicionando tarefas cognitivas durante a realização do teste ou adicionando tarefas motoras para o membro superior, como caminhar segurando um copo (SHUMWAY-COOK et al.,

2000). O TUGT é amplamente utilizado por ser de fácil aplicação, pois pode ser administrado de forma rápida com equipamento mínimo (GONÇALVES, 2006).

2.5.2 Testes de Laboratório para Avaliação do Equilíbrio

A análise das forças, externas (originam no solo ou nas cargas externas) e internas (produzidas pela atividade muscular, pelos ligamentos ou pelo atrito dos músculos e das articulações), que causam o movimento é chamada de análise cinética. Para medir essas forças, são usados aparelhos de medidas de força, ou transdutores de força, que emitem sinais resultantes proporcionais à força aplicada (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

A força de reação do solo é uma força que atua da superfície de contato (solo) para o corpo humano, o qual está em contato com o solo, durante uma determinada postura. Essa força é decorrente das ações musculares e do peso corporal transmitido através dos pés (BARELA e DUARTE, 2006). Para se medir as forças exercidas abaixo da área dos pés são utilizadas as chamadas plataformas de força (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Uma plataforma de força consiste de duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de forças (tipicamente quatro). Os sensores de força tipo célula de carga estão arranjos para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z , e os três componentes do momento de força, M_x , M_y e M_z agindo sobre a plataforma (FREITAS e DUARTE, no prelo).

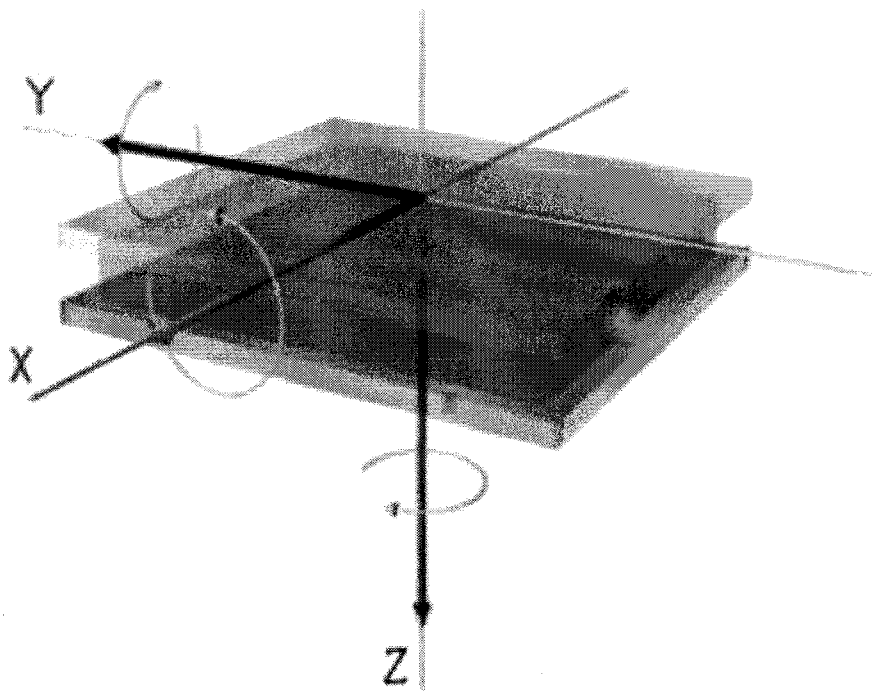


FIGURA 2. REPRESENTAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA. Modelo OR6-7 AMTI (Advanced Mechanical Technologies, Inc.) e seus eixos de medida. O indivíduo fica orientado sobre a plataforma de força de forma que a direção médio-lateral do corpo esteja alinhada ao eixo X da plataforma e a direção ântero-posterior do corpo esteja alinhada ao eixo Y da plataforma.

O estudo ou a técnica que mede as oscilações do corpo ou, de uma variável associada às oscilações, é chamado de posturografia. A posturografia estática estuda a postura ereta quieta do sujeito, enquanto a posturografia dinâmica preocupa-se com a aplicação de uma perturbação e estuda a resposta do sujeito a esta perturbação. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o centro de pressão (COP), o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte (FREITAS e DUARTE, no prelo).

O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma. Estas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do sujeito: direção ântero-posterior (a-p) e direção médio-lateral (m-l). A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do CP é dada por $C_{Pa-p} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z$ e $C_{Pm-l} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z$, onde h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, por exemplo, um tapete sobre a plataforma de força. (BARELA e DUARTE, 2006)

Vários são os protocolos utilizados para as análises do controle postural na plataforma de força. Pasquier et al. (2003) utilizaram protocolo de 30 segundos com apoio bipodal e olhos fechados e abertos e as variáveis como trajetória e velocidade do COP, nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foram analisadas para avaliar os efeitos da idade no controle postural. Roth et al. (2006) também avaliaram o equilíbrio através de uma plataforma de força, porém tendo como condição o apoio unipodal, além da posição tandem, com a perna dominante na frente da outra perna. Portanto, os protocolos e as variáveis analisadas variam de acordo com o objetivo do estudo.

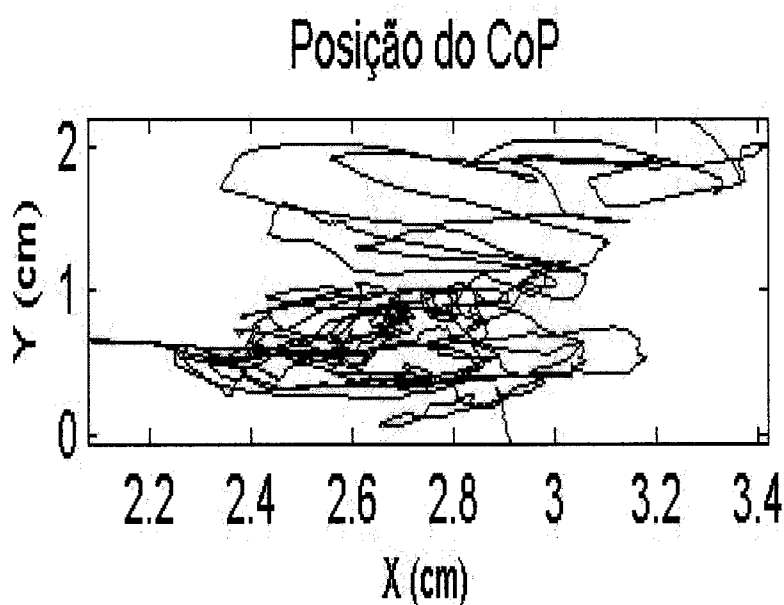


FIGURA 3. REPRESENTAÇÃO DAS OSCILAÇÕES DO CENTRO DE PRESSÃO (COP). Direções ântero-posterior (Y) e médio-lateral (X), em cm.

A manutenção do equilíbrio durante a postura em pé é uma tarefa complexa realizada pelo sistema de controle postural, o qual integra informações sensoriais de diferentes fontes (AIKAWA, 2006).

É visto a importância da análise do controle postural nos estudos com terceira idade, risco de quedas e avaliação do equilíbrio em diversos indivíduos, e a complexidade que existe nessa avaliação devido aos sistemas envolvidos no controle postural. Dentre os testes de campo de equilíbrio ainda não existe um tipo de avaliação funcional de referência, que possa ser denominada “padrão-ouro” (GOMES, 2003). E entre os testes de laboratório não são todos os que têm acesso a uma plataforma de força já que é um instrumento caro, e a mais barata custa

aproximadamente 10 mil dólares (FREITAS e DUARTE, no prelo). Portanto, este estudo utilizou a plataforma de força como padrão-ouro dos testes e procurou verificar um teste de campo que mais se correlacionasse com a plataforma de força e que pudesse ser mais confiável nas avaliações de equilíbrio. Além de verificar se os testes de equilíbrio conseguem discernir sujeitos com diferentes capacidades de controle postural, como jovens e idosos.

3.0 METODOLOGIA

3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Foram recrutados para o presente estudo 21 jovens universitários ($21,71 \pm 2,05$ anos) e 18 idosos sedentários ($69,33 \pm 7,05$ anos) os quais concordaram em participar do experimento após receberem informações sobre os procedimentos adotados. Os sujeitos jovens eram estudantes do Curso de Educação Física da Universidade Federal do Paraná e isentos de problemas músculo-esquelético que dificultem suas atividades diárias. Foram excluídos os sujeitos com problemas vestibulares (ex.: labirintite) ou distúrbios conhecidos que pudessem influenciar o equilíbrio.

Os idosos foram recrutados da comunidade a partir dos programas de atividade física, vinculados ao Centro de Educação Física e Desportos (CED) da Universidade Federal do Paraná (UFPR). Os sujeitos foram avaliados antes de seu ingresso em qualquer programa de atividades práticas, portanto, eram sedentários. Os participantes foram examinados por um médico para evitar a inclusão de sujeitos com restrições neurológicas e/ou físicas, distúrbios vestibulares, ou portadores de qualquer tipo de comprometimento que pudesse influenciar a permanência na posição ortostática.

3.2 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

Os participantes foram convidados a participar de uma sessão experimental nas dependências do Laboratório do Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) do Departamento de Educação Física da UFPR na qual seis testes de equilíbrio foram aplicados de forma aleatória para evitar qualquer tipo de influência ou treinamento. Um intervalo de 3 minutos foi dado entre os testes, durante os quais os sujeitos permaneceram sentados a fim de evitar fadiga e aprendizado.

Os testes de campo foram a Escala de Equilíbrio de Berg (BBS), o teste de Romberg (ROMB), o teste de alcance funcional (AF), a Escala de Equilíbrio Orientada pelo Desempenho (POMA) e o teste de levantar e caminhar cronometrado (TUGT), e são descritos a seguir. Os testes de posturografia selecionados na Plataforma de Força (PF) também se encontram descritos abaixo.

3.2.1 Testes de Campo

Os indivíduos realizaram os testes de BBS (MIYAMOTO et al., 2004) e de POMA (GOMES, 2003) de acordo com as instruções apresentadas pelas escalas (vide anexo 1 e 2). Apenas um avaliador quantificou os testes a fim de que os resultados fossem confiáveis, visto que essas escalas são qualitativas e podem ser influenciadas pelo avaliador.

O Teste de Romberg contava com oito condições, realizadas na posição ortostática, as quais deveriam ser mantidas por um período de 30 segundos (RAMOS, 2003; KRONHED et al., 2001). As posições eram pés separados confortavelmente, pés juntos, pés semi calcanhar-dedo e pés em posição calcanhar-dedo, realizadas com os olhos abertos e com olhos fechados. Os dados do teste de Romberg foram pontuados a fim de quantificar os resultados visto que o teste se baseia apenas em uma observação não sistematizada o qual apenas qualifica o equilíbrio em bom ou ruim (GREGORIO E ROCHA, no prelo). A cada posição realizada com sucesso (Romberg ausente), dentro dos 30s, obteve-se um ponto, portanto, a pontuação máxima era oito pontos. Se a tarefa não fosse concluída dentro do tempo, nenhum ponto era marcado, considerando-se Romberg presente (RAMOS, 2003).

O teste de alcance funcional (AF) foi realizado seguindo o protocolo de SILVEIRA et al. (2006) no qual o indivíduo é posicionado próximo a uma fita métrica fixa na parede, com os pés paralelos numa posição confortável, braços posicionados a 90º e os dedos fletidos (punho fechado). O sujeito foi instruído a inclinar-se para frente, tentando realizar o alcance o mais longe possível, evitando a perda de contato do calcanhar com o solo, sem dar um passo à frente ou perder o equilíbrio. Foram dadas três tentativas de alcance e a média foi registrada. No presente estudo os dados coletados foram normalizados através da equação: $\text{alcance normalizado} = (\text{ALCANCE}/100) / \text{ESTATURA}$, sendo “ALCANCE” a medida em centímetros alcançada pelo sujeito e “ESTATURA”, a estatura do sujeito em centímetros. Isso porque foi constatado que as medidas que mais influenciam o teste AF são idade, gênero e estatura (SILVEIRA et al., 2006).

No teste do levantar e caminhar cronometrado (TUGT) o indivíduo foi avaliado através do tempo em que ele realizou a tarefa, ou seja, em quantos

segundos ele levantou de uma cadeira com aproximadamente 46 cm de altura, caminhou três metros, deu a volta em um cone, voltou rumo à cadeira e sentou novamente (SILVA et al., 2008). O teste teve início após o sinal de partida por um comando verbal, mesmo instante em que iniciou a cronometragem. A cronometragem foi parada somente quando o indivíduo colocou-se novamente na posição inicial sentado com as costas apoiadas na cadeira. Duas tentativas foram dadas e o melhor tempo foi registrado (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

3.2.2 Teste na Plataforma de Força

Na posturografia estática os sujeitos permaneceram sob uma plataforma de força e as oscilações espontâneas do corpo foram mensuradas através da trajetória do centro de pressão (COP). Os indivíduos realizaram os testes na plataforma de força, distante a um metro e meio de um ponto fixo colocado aproximadamente a 1,60m de altura do solo, sendo instruídos a olhar fixamente durante a realização do teste. Os indivíduos se posicionaram no centro da plataforma de força com os braços relaxados ao lado do tronco, descalços ou com meias e foram instruídos a manter uma postura estática, o mais parado possível. Os testes foram realizados em cinco condições diferentes, sempre na mesma ordem, com a duração de 60 segundos cada. O intervalo de um minuto foi imposto entre cada condição. As condições compreenderam: (1) pés separados numa posição confortável (posição escolhida pelo avaliado, que não ultrapassasse a largura dos ombros, como proposto por FREITAS e DUARTE (no prelo) e olhos abertos (OA); (2) pés separados numa posição confortável e olhos fechados (OF); (3) pés juntos (calcanhares e dedos se tocando) e olhos abertos (JA); (4) pés juntos e olhos fechados (JF) e (5) posição de tandem (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante) e olhos abertos (TD). Se o indivíduo perdesse o equilíbrio durante alguma condição, mais uma tentativa era dada a fim de realizar a tarefa completa dentro do tempo proposto.

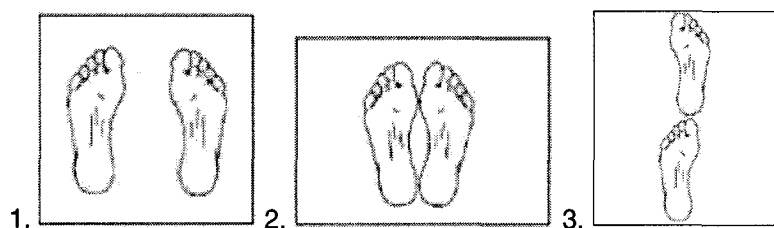


FIGURA 4. CONDIÇÕES REALIZADAS NA PLATAFORMA DE FORÇA. 1) OA e OF; 2) JA e JF; 3) TD

Foi utilizada uma plataforma de força modelo OR6-7 AMTI (Advanced Mechanical Technologies, Inc.) (figura 8) e os dados foram adquiridos por um programa de aquisição de dados desenvolvido no ambiente de programação AMTI-Net Force (Versão 2.3.0) com uma frequência de 200 Hz. O cálculo do COP foi feito através das forças e momentos obtidos pela plataforma de força nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Para o cálculo e análise do COP foi desenvolvida uma rotina no software MATLAB 7.5. Os dados do COP foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa-baixas de 10 Hz de segunda ordem para evitar que ruídos do ambiente com frequências acima de 10 Hz fossem captados.

Foram analisadas três variáveis nas cinco condições, a trajetória do centro de pressão (TRAJ COP), a amplitude ântero-posterior (AMP-AP) e a amplitude médio-lateral (AMP-ML), somando 15 variáveis no total. A primeira variável foi calculada pelo deslocamento da oscilação total do COP, considerando-se seu deslocamento nas direções AP e ML, determinado pelo comprimento da trajetória do COP percorrida sobre a base de suporte. A AMP-AP foi determinada pela distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP na direção AP; e a AMP-ML foi determinada pela distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP na direção ML.

3.3 ESTATÍSTICA E TRATAMENTO DOS DADOS

Para comparar os resultados dos testes de campo (TC) entre os grupos (jovens e idosos) e os resultados dos testes na plataforma de força (PF) entre grupos foram aplicados testes ANOVA “one-way”. Para identificar as correlações entre os TC, o teste de correlação de Spearman foi aplicado e a média dos valores das correlações encontradas entre os testes de campo de equilíbrio foram determinadas. O teste de correlação de Spearman também foi utilizado para

correlacionar os TC com as variáveis da PF. A correlação de Spearman foi aplicada em função de que algumas variáveis não apresentaram valores normais.

Para verificar a influência da informação visual nos testes da plataforma de força entre os grupos foi utilizado um Test T de Student Independente.

Os procedimentos foram realizados no software Statistica versão 7.0 e o nível de significância foi fixado em $p \leq 0,05$.

4.0 RESULTADOS

As informações apresentadas na tabela 1 dizem respeito à caracterização da amostra (média \pm desvio padrão). Na tabela 2 encontram-se os resultados obtidos nos testes de campo (BBS, POMA, ROMB, AF e TUGT) e as três variáveis utilizadas nos testes realizados na plataforma de força (amplitude A-P, amplitude M-L e trajetória do COP) nas cinco condições testadas: pés separados numa posição confortável e olhos abertos (OA); pés separados numa posição confortável e olhos fechados (OF); pés juntos e olhos abertos (JA); pés juntos e olhos fechados (JF) e posição de tandem e olhos abertos (TD).

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DA AMOSTRA

VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS	MÉDIA (DP)	
	JOVENS	IDOSOS
Idade (anos)	21,71 (\pm 2,05)	69,33 (\pm 7,05)
Estatura (metros)	1,69 (\pm 0,11)	1,59 (\pm 0,10)
Massa Corporal (kg)	68,25 (\pm 13,26)	73,24 (\pm 14,92)

TABELA 2 – MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DE JOVENS E IDOSOS NOS TESTES DE CAMPO DE EQUILÍBRIO E NA PLATAFORMA DE FORÇA

VARIÁVEIS	MÉDIA (DP)		P≤0,05
	JOVENS	IDOSOS	
BBS (*)	55,95 (± 0,21)	54,77 (± 2,07)	†
POMA (*)	38,9 (± 0,3)	38,27 (± 1,07)	†
ROMB	7,67 (± 0,65)	7 (± 1,02)	†
AF (cm)	44,59 (± 5,33)	32,72 (± 7,87)	†
TUGT (s)	5,22 (± 0,67)	7,93 (± 1,97)	†
Amplitude A-P (cm)			
OA	2,57 (± 0,83)	3,20 (± 1,21)	
OF	2,58 (± 1,01)	3,55 (± 1,51)	†
<u>IVA</u>	0,01 (± 0,59)	0,35 (± 0,88)	
JÁ	3,19 (± 1,42)	3,68 (± 1,55)	
JF	3,09 (± 0,89)	4,65 (± 2,01)	†
<u>IVJ</u>	-0,10 (± 1,22)	0,97 (± 1,57)	†
TD	4,02 (± 1,52)	5,94 (± 2,98)	†
Amplitude M-L (cm)			
OA	1,27 (± 0,56)	2,02 (± 1,15)	†
OF	1,24 (± 0,93)	2,11 (± 1,55)	†
<u>IVA</u>	- 0,02 (± 0,72)	0,09 (± 0,88)	
JA	2,84 (± 1,07)	3,84 (± 1,63)	†
JF	3,39 (± 0,92)	5,17 (± 2,48)	†
<u>IVJ</u>	0,55 (± 1,13)	1,32 (± 1,28)	
TD	3,38 (± 0,73)	5,89 (± 2,95)	†
Trajetória COP (cm)			
OA	45,08 (± 11,76)	95,14 (± 68,34)	†
OF	54,2 (± 13,4)	108,63 (± 69,09)	†
<u>IVA</u>	9,12 (± 6,45)	13,49 (± 45,59)	
JÁ	84,1 (± 37,93)	140,9 (± 83,37)	†
JF	108,52 (± 31,76)	212,24 (± 123,64)	†
<u>IVJ</u>	24,42 (± 42,55)	71,35 (± 58,80)	†
TD	147,27 (± 123,65)	294,19 (± 143,38)	†

Tabela 2. † = diferença estatisticamente significativa entre jovens e idosos. * os valores apresentados representam a escala própria de cada teste. IVA = Influência do campo visual na condição pés afastados. IVJ = Influência do campo visual na condição pés encostados.

4.1 TESTES DE CAMPO

Os resultados encontrados nesse estudo demonstram que os testes de campo foram capazes de diferenciar jovens de idosos ($p \leq 0,05$), visto que os idosos consistentemente apresentaram piores resultados nos testes aplicados.

A Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) e a Escala de Equilíbrio Orientada pelo Desempenho (POMA) conseguiram discriminar jovens de idosos ($p \leq 0,05$),

mostrando que sujeitos acima de 60 anos tem menor capacidade de manter o equilíbrio quando comparados a sujeitos mais jovens.

Os gráficos 1 e 2 apresentam os resultados dos testes de BBS e POMA comparando sujeitos jovens e idosos.

GRÁFICO 1 – COMPARAÇÃO DO TESTE ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG (BBS) ENTRE JOVENS E IDOSOS.

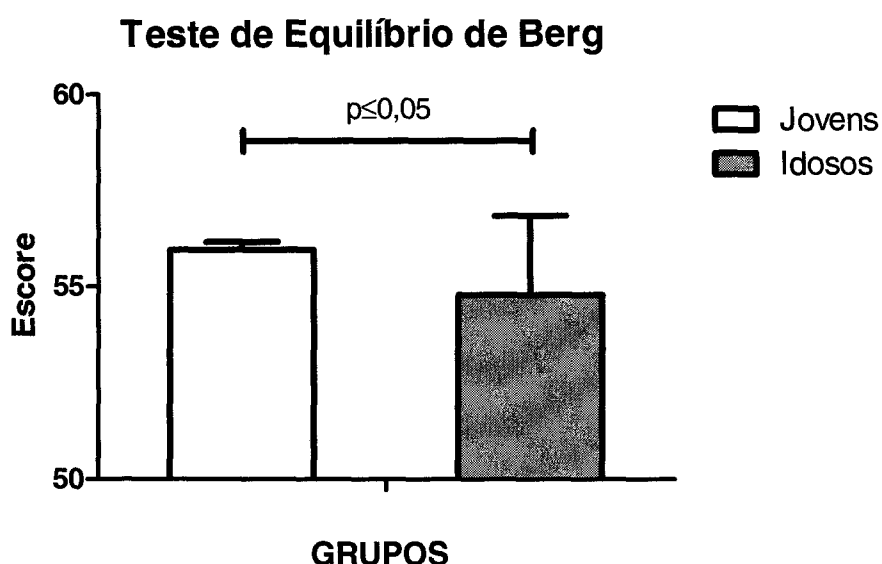
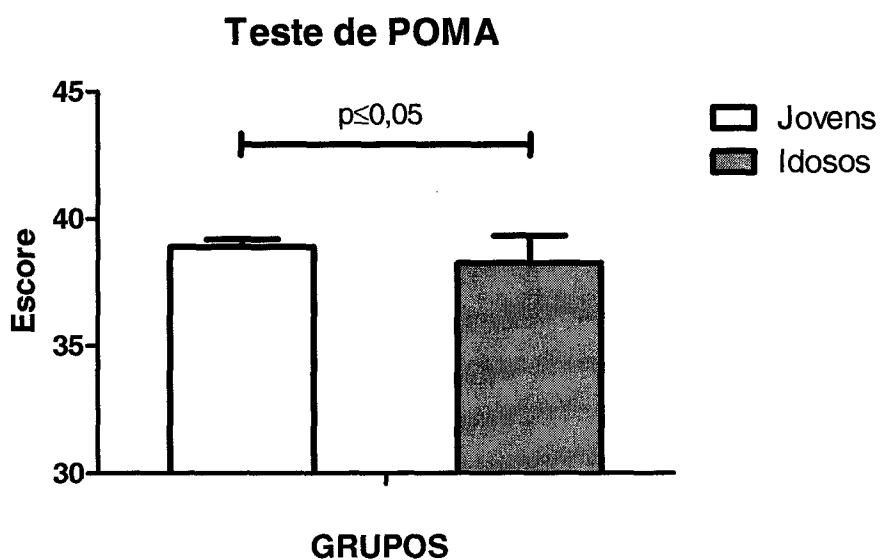
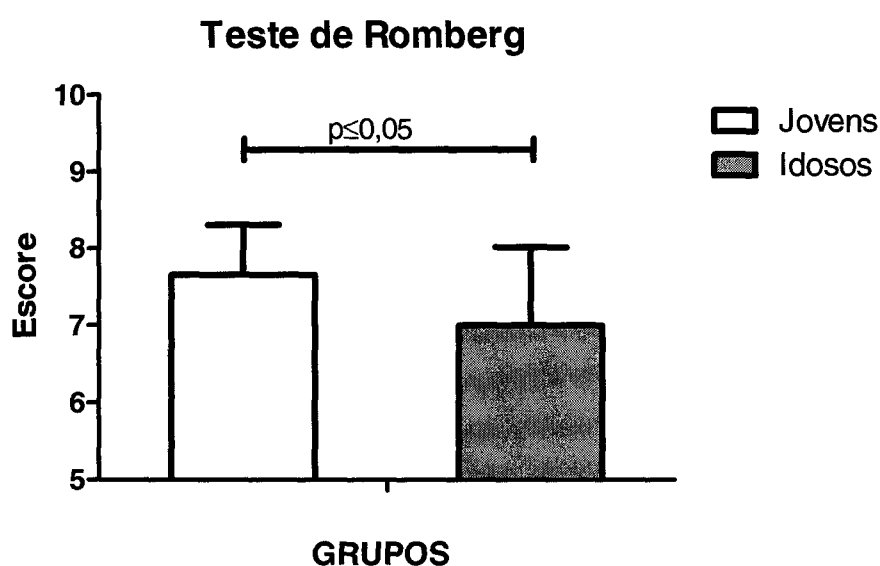


GRÁFICO 2 – COMPARAÇÃO DO TESTE ESCALA DE EQUILÍBRIO ORIENTADO PELO DESEMPENHO (POMA) ENTRE JOVENS E IDOSOS.



Os testes de Romberg (ROMB), de Alcance Funcional (AF) e o Levantar e Caminhar Cronometrado (TUGT) também foram capazes de discriminar idosos e jovens. O gráfico 3 mostra que a maioria dos idosos não conseguiram atingir a pontuação máxima (8) no teste de Romberg, que teve média de 7, ou seja, não puderam manter a estabilidade em pelo menos uma das condições testadas. Entretanto, foram capazes de manter equilíbrio na grande maioria das condições que compõe o escore final do teste, tendendo a apresentar valores próximos à máxima pontuação.

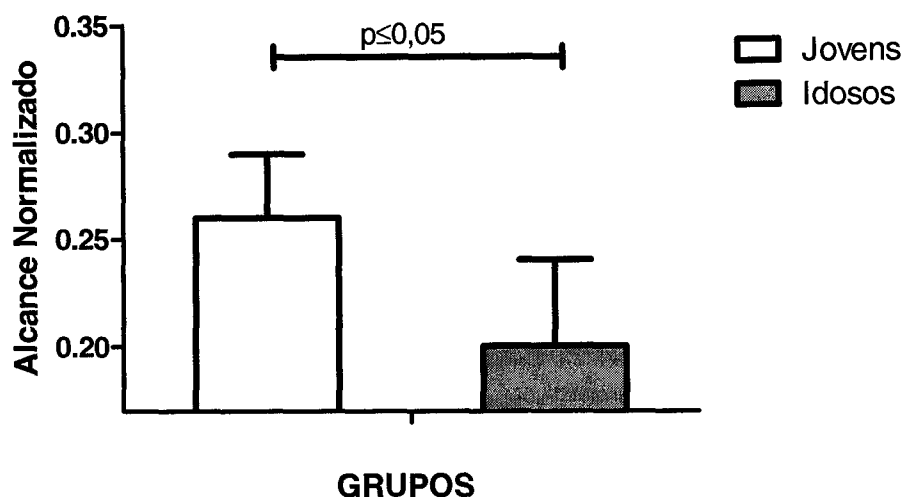
GRÁFICO 3 – COMPARAÇÃO DO TESTE DE ROMBERG (ROMB) ENTRE JOVENS E IDOSOS



O gráfico 4 demonstra que os idosos obtiveram menor alcance funcional que os jovens ($p \leq 0,05$). Os dados representam os valores de alcance funcional normalizado pela estatura do sujeito.

GRÁFICO 4 – COMPARAÇÃO DO TESTE DE ALCANCE FUNCIONAL (AF) ENTRE JOVENS E IDOSOS

Teste de Alcance Funcional Normalizado

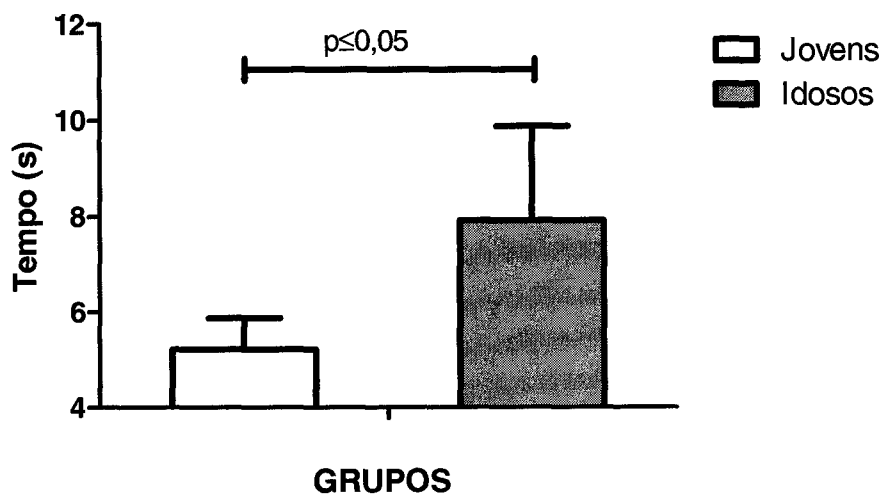


ALCANCE: medida em centímetros alcançada pelo sujeito e ESTATURA: estatura do sujeito em centímetros. Alcance normalizado = $(\text{ALCANCE}/100) / \text{ESTATURA}$.

E o gráfico 5 mostra que os idosos demandaram maior tempo para executar a tarefa do Teste Levantar e Caminhar Cronometrado (TUGT; $p \leq 0,05$).

GRÁFICO 5 – COMPARAÇÃO DO TESTE LEVANTAR E CAMINHAR CRONOMETRADO (TUGT) ENTRE JOVENS E IDOSOS.

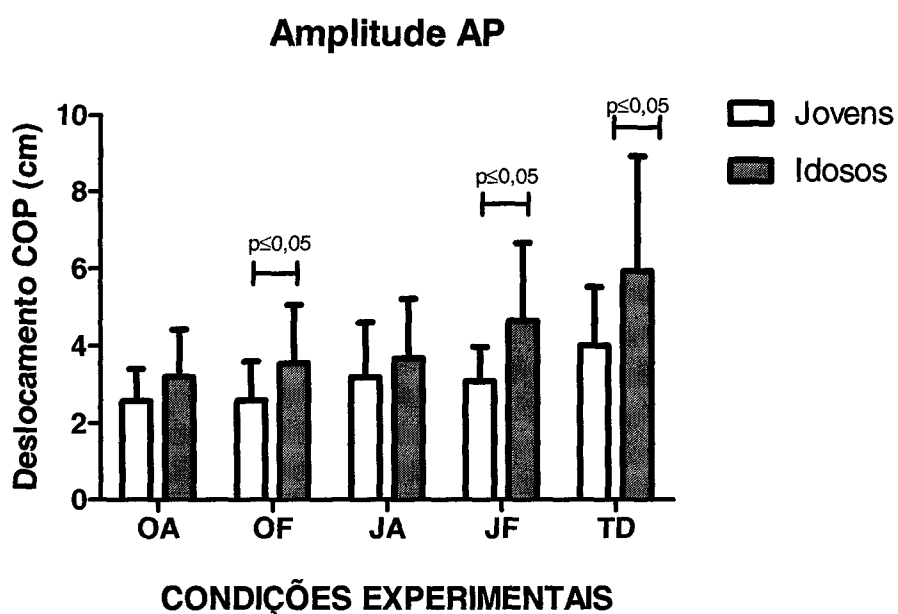
Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado



4.2 TESTES NA PLATAFORMA DE FORÇA

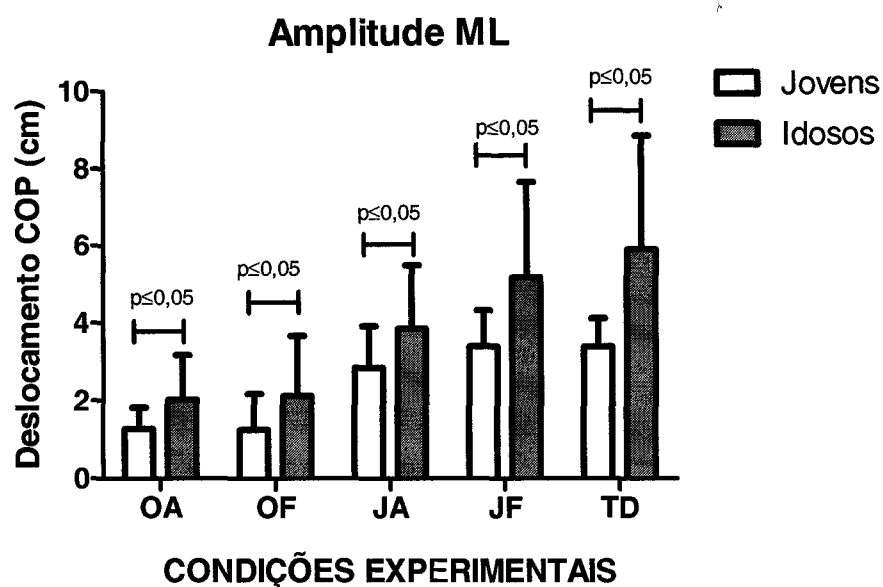
Os resultados dos testes indicam que a plataforma de força também foi capaz de diferenciar os grupos de sujeitos em quase todas as variáveis analisadas (trajetória COP, amplitude ântero-posterior e amplitude médio-lateral) independente das condições testadas: OA, OF, JA, JF e TD. A única variável que não apresentou diferença entre grupos ($p>0,05$) foi a amplitude ântero-posterior nas condições OA e JA. Os gráficos 6, 7 e 8 apresentam as diferenças entre grupos ($p\leq 0,05$). Três sujeitos idosos não conseguiram completar a tarefa da quinta condição (TD).

GRÁFICO 6 - COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL AMPLITUDE ÂNTERO-POSTERIOR (AMP-AP)



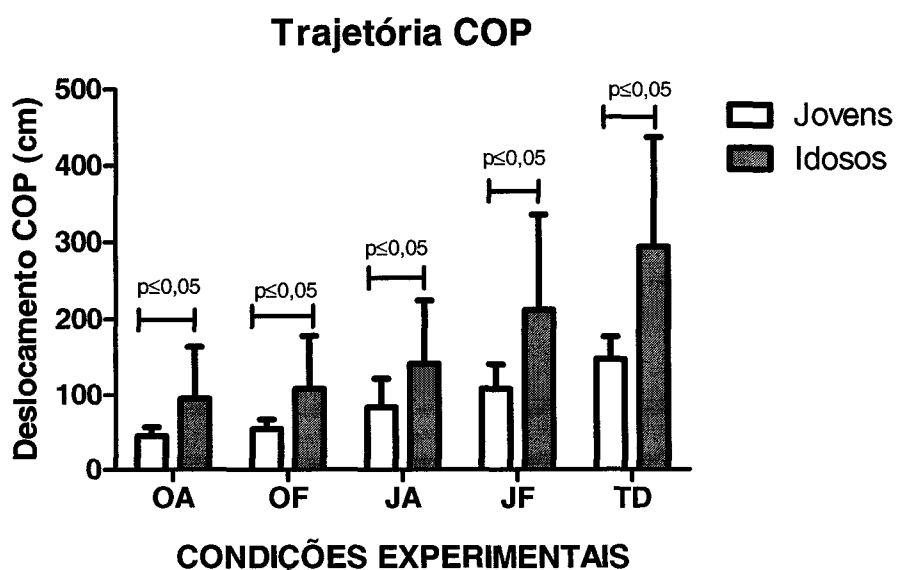
(OA – pés separados numa posição confortável e olhos abertos; OF – pés separados numa posição confortável e olhos fechados; JA – pés juntos e olhos abertos; JF – pés juntos e olhos fechados e TD – posição de tandem (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante) com olhos abertos).

GRÁFICO 7 - COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL AMPLITUDE MÉDIO-LATERAL (AMP-ML)



(OA – pés separados numa posição confortável e olhos abertos; OF – pés separados numa posição confortável e olhos fechados; JA – pés juntos e olhos abertos; JF – pés juntos e olhos fechados e TD – posição de tandem (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante) com olhos abertos).

GRÁFICO 8 - COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS NAS CINCO CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS NA VARIÁVEL TRAJETÓRIA DO CENTRO DE PRESSÃO (TRAJ COP)



(OA – pés separados numa posição confortável e olhos abertos; OF – pés separados numa posição confortável e olhos fechados; JA – pés juntos e olhos abertos; JF – pés juntos e olhos fechados e TD – posição de tandem (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante) com olhos abertos).

– posição de tandem (dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante) com olhos abertos).

As variáveis utilizadas para determinar a influência do campo visual (IVA e IVJ) nas amplitudes A-P, M-L e na trajetória do COP apresentaram diferenças significativas ($p \leq 0,05$) entre jovens e idosos nas seguintes situações: IVJ Amplitude A-P e IVJ Trajetória do COP, mostrando que em situações de base reduzida, o idoso acaba sendo muito mais dependente do sistema visual de orientação do que o indivíduo mais jovem.

4.3 CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO

Conforme a tabela 3, algumas correlações significativas foram encontradas entre os testes de campo de todos os sujeitos. Houve correlação significativa entre o BBS e o POMA ($r=0,77$; $p \leq 0,05$). O BBS se correlacionou ($p \leq 0,05$) positivamente com o teste de AF ($r=0,50$) e negativamente com o TUGT ($r=-0,57$). O teste POMA correlacionou-se com o TUGT ($r=-0,55$; $p \leq 0,05$). Os testes AF e TUGT correlacionaram-se negativamente ($r=-0,67$; $p \leq 0,05$). O TUGT correlacionou-se ($p \leq 0,05$) com todos os outros testes de campo. O teste de Romberg correlacionou-se apenas com o TUGT ($r=-0,34$; $p \leq 0,05$).

TABELA 3 – CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO

	BBS	POMA	ROMB	AF	TUGT
BBS		0,77 *	0,21	0,50 *	-0,57 *
POMA	0,77 *		0,24	0,31	-0,55 *
ROMB	0,20	0,24		0,31	-0,35 *
AF	0,50 *	0,31	0,31		-0,67 *
TUGT	-0,57 *	-0,55 *	-0,35 *	-0,67 *	

* Todas as variáveis correlacionadas apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). BBS = Escala de Equilíbrio de Berg. POMA = Escala de Equilíbrio e Mobilidade Orientada pelo Desempenho. ROMB = Teste de Romberg. AF = Alcance Funcional. TUGT = Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado.

4.4 CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO E A PLATAFORMA DE FORÇA

Os resultados mostraram que alguns testes de campo tiveram maior número de correlações significativas com as variáveis da plataforma de força. A Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) apresentou correlação negativa média ($r=-0,44 \pm 0,04$) com os testes na PF ($p \leq 0,05$) em 8 das 15 variáveis analisadas (trajetória do COP, amplitude ântero-posterior e amplitude médio-lateral nas 5 condições). O teste de levantar e caminhar cronometrado (TUGT) foi positivamente correlacionado com 7 variáveis da PF (correlação média, $r=0,46 \pm 0,10$; $p \leq 0,05$).

O teste de POMA correlacionou-se ($p \leq 0,05$) com 6 variáveis da PF ($r=-0,38 \pm 0,05$; $p \leq 0,05$). O teste de alcance funcional (AF) correlacionou-se com 5 variáveis da PF ($r=-0,43 \pm 0,07$; $p \leq 0,05$) e, da mesma maneira, o teste de Romberg correlacionou-se com 5 variáveis da PF ($r=-0,42 \pm 0,07$; $p \leq 0,05$).

A tabela 4 resume as correlações encontradas entre os testes de campo e os realizados na PF.

TABELA 4 – CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES DE CAMPO E OS TESTES NA PLATAFORMA DE FORÇA

		BBS	POMA	ROMB	AF	TUGT
OA	AMP AP	-0,28	-0,24	-0,15	-0,05	0,16
	AMP ML	-0,24	-0,33 *	-0,12	-0,12	0,31
	TRAJ COP	-0,40 *	-0,46 *	-0,26	-0,28	0,46 *
OF	AMP AP	-0,41 *	-0,36 *	-0,32 *	-0,21	0,29
	AMP ML	-0,37 *	-0,25	-0,13	-0,18	0,19
	TRAJ COP	-0,47 *	-0,39 *	-0,25	-0,43 *	0,45 *
JA	AMP AP	-0,21	-0,15	-0,14	-0,21	0,13
	AMP ML	-0,42 *	-0,33 *	-0,12	-0,20	0,25
	TRAJ COP	-0,51 *	-0,43 *	-0,27	-0,25	0,36 *
JF	AMP AP	-0,45 *	-0,22	-0,46 *	-0,41 *	0,27
	AMP ML	-0,29	-0,09	-0,36 *	-0,38 *	0,32 *
	TRAJ COP	-0,47 *	-0,31	-0,47 *	-0,56 *	0,47 *
TD	AMP AP	-0,05	-0,04	-0,25	-0,13	0,23
	AMP ML	-0,08	-0,13	-0,16	-0,21	0,47 *
	TRAJ COP	-0,22	-0,28	-0,47 *	-0,37 *	0,65 *

* Todas as variáveis correlacionadas apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). BBS = Escala de Equilíbrio de Berg. POMA = Escala de Equilíbrio e Mobilidade Orientada pelo Desempenho. ROMB = Teste de Romberg. AF = Alcance Funcional. TUGT = Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado. OA = Pés separados e olhos abertos. OF = pés separados e olhos fechados. JA = pés juntos e olhos abertos. JF = pés juntos e olhos fechados. TD = pés em posição de

tandem e olhos abertos. AMP AP = amplitude ântero-posterior do centro de pressão. AMP-ML = amplitude médio-lateral do centro de pressão. TRAJ COP = trajetória do centro de pressão.

Portanto, é possível observar que os testes de campo que obtiveram maior número de correlações significativas com outros testes de campo foram o TUGT (média das correlações $r=-0,53 \pm 0,13$; $p \leq 0,05$) e o BBS (média das correlações negativas $r=-0,57$; média das correlações positivas $r=0,63$; $\pm 0,19$; $p \leq 0,05$). Foram também esses dois testes que mais se correlacionaram com as variáveis da PF.

5.0 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de um estudo voltado para a análise de resultados e comparações entre testes de equilíbrio pode contribuir para apontar testes de campo que são mais confiáveis em seus resultados, visto que os mesmos são de fácil aplicação e não demandam elevados custos. Este estudo parte da premissa que os testes na plataforma de força (posturografia) tem melhor poder de discriminação para detectar diferenças de equilíbrio do que os testes de campo. Além disso, o presente estudo assume que existem diferenças importantes no equilíbrio entre jovens e idosos, e que essas diferenças deveriam ser identificadas por esses testes.

Assim como já foi reportado na literatura que os idosos apresentam um declínio na função do equilíbrio (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003), os jovens devem possuir melhores desempenhos nos testes de equilíbrio. Tais diferenças são encontradas a partir de alterações dos sistemas de controle postural decorrentes do processo de envelhecimento (MANN et al., 2008).

O envelhecimento influencia de forma negativa o controle postural (PASQUIER et al., 2003). As diferenças no controle postural entre jovens e idosos têm sido atribuída ao processo biológico do envelhecimento e inclui mudanças nos sistemas músculo-esquelético, neuromuscular e vestibular que podem afetar o desempenho motor (HUANG et al., 2003). Assim, a deterioração do sistema proprioceptivo (ex. somatossensorial, visual e vestibular) e o declínio da capacidade do sistema neuromuscular em gerar torques rapidamente, podem afetar a capacidade dos idosos em manter uma correta postura (PETERKA, 2000 apud RAMOS, 2003).

O aumento do tempo de reação para produzir os torques compensatórios necessários para realizar pequenas alterações posturais depende da integridade do sistema aferente (proprioceptivo) e eferente (motor). Portanto, a maior latência para o processamento de informações dos sistemas dos idosos causa um maior atraso em suas respostas e uma maior oscilação dos parâmetros de controle postural quando comparados aos jovens que possuem melhor função de tais sistemas. Logo, espera-se que os testes de equilíbrio devam diferenciar claramente jovens e idosos.

Os testes de campo de equilíbrio conseguiram demonstrar as diferenças entre os grupos (jovens e idosos) nos resultados dos testes sendo, portanto,

capazes de discriminar indivíduos com grandes diferenças na capacidade de controle postural, aceitando-se assim, a hipótese 1.

Os resultados do teste da Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) (gráfico 1) apontaram diferenças significativas entre jovens e idosos. PIMENTEL et al. (2009) encontraram no grupo de idosos sedentários um desempenho menor no teste de BBS do que no grupo ativo, sugerindo que idosos ativos têm menor risco de quedas e que a prática regular de atividades físicas pode interferir nesse desempenho.

Gazzola et al. (2006) aplicaram a escala de BBS em idosos com disfunção vestibular crônica e apontaram diferenças entre idosos mais comprometidos com o equilíbrio em função do aumento da idade, do número de doenças, da presença de cinco ou mais doenças tipicamente associadas ao quadro vestibular, de quedas recorrentes, de tontura diária, de comprometimento da mobilidade e de distúrbio da marcha. É necessário observar porém, que o sistema vestibular é o sistema de referência absoluta para os outros sistemas e que declínios em sua função, causado pelo envelhecimento, fazem com que ele seja menos confiável sendo que o sistema nervoso tem dificuldades para lidar com as informações conflitantes que chegam dos sistemas visual e somatossensorial (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003). Dessa maneira, percebe-se então que Gazzola et al. (2006) encontraram tais diferenças em razão das diferenças acentuadas entre os níveis de treinamento e em decorrência da própria disfunção vestibular crônica, não sendo portanto uma indicação de que a escala de Berg pode discriminar idosos mais ou menos comprometidos.

Neste estudo, os escores totais de ambos os grupos (jovens e idosos) na escala de Berg se mostraram muito próximos da pontuação máxima do teste (total = 56). Mesmo que o teste tenha sido capaz de discriminar idosos de jovens, existiu um efeito teto na pontuação total da escala. Outros estudos reportaram também efeito teto e afirmaram que existe baixa especificidade da escala de BBS para avaliar idosos com melhor capacidade funcional e pode não predizer quedas em idosos ativos, provavelmente pela falta de discriminação desse teste (FIGUEIREDO et al., 2007, DOURIS et al., 2003).

O teste de BBS abrange muitas tarefas que exigem estabilidade e controle postural antecipatório. Nenhuma tarefa desse teste exige um controle postural reativo, como encontrado no teste de POMA no “nudge test” (tarefa 7 – anexo 2). Além disso, o BBS não examina o desempenho sob condições ambientais alteradas.

Isso não significa que o BBS seja uma escala deficiente, apenas indica as limitações do teste em relação à estrutura conceitual dos sistemas (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Apesar do efeito teto, o teste parece diferenciar idosos de jovens quando as diferenças são bastante pronunciadas e as dificuldades de controle postural são muito evidentes. Por outro lado, diferenças discretas como aquelas esperadas ao longo de programas de atividade física podem não ser captadas pelo BBS onde o efeito teto pode surgir (DOURIS et al., 2003, SILVA et al., 2008).

O teste de POMA também foi eficaz de discriminar sujeitos que apresentam discrepâncias em relação ao equilíbrio (gráfico 2). Bruni et al. (2008) encontraram diferenças significativas entre o pré e o pós teste de um grupo participante de hidroterapia. Entretanto, Silva et al. (2008), não detectaram diferenças entre praticantes e não praticantes de exercícios físicos através do teste de equilíbrio de POMA. Similarmente ao teste BBS, o teste POMA também apresentou tendência de efeito teto.

O teste POMA também apresenta limitações na detecção das diversas variações individuais, como por exemplo, uma lombalgia crônica, que pode afetar o desempenho do indivíduo em determinada tarefa e ainda, baixa sensibilidade para discriminar idosos com diferentes níveis de habilidade (GOMES, 2003). Alguns componentes do teste podem diferenciar sujeitos com grandes dificuldades em manter certas posturas, como por exemplo, o equilíbrio sentado. Por outro lado, o equilíbrio sentado pode ser facilmente mantido por idosos quando avaliado por testes subjetivos. Logo, outras formas de avaliação para funções tão complexas quanto o equilíbrio, devem ser analisadas ou apenas serem utilizadas para complementação (TINETTI, 1986, apud GOMES, 2003).

O teste de Romberg também foi efetivo para discriminar jovens e idosos (gráfico 3). Percebe-se que algumas tarefas do teste de Romberg (pés separados e pés unidos) não impõem uma demanda suficiente para desafiar os limites de estabilidade de sujeitos saudáveis, onde o risco de “efeito-teto” é elevado. Todavia, em determinadas condições (ex.: pés semi calcanhar-dedo e pés em posição calcanhar-dedo) alguns indivíduos obtiveram Romberg presente, ou seja, não completaram a tarefa em 30 segundos. Talvez um tempo maior para a realização das tarefas pudesse exigir maior controle postural dos sujeitos. Por exemplo, com o

tempo de um minuto, foram encontradas diferenças significativas mostrando melhoras nos resultados após intervenção quando os indivíduos foram avaliados com o teste de Romberg (pés juntos e olhos fechados, e um pé a frente do outro e olhos fechados) (SANGLARD et al., 2007).

VIEIRA et al. (2006) avaliou o equilíbrio estático em atletas remadores e indivíduos não-atletas na plataforma de força por 31 minutos verificando que o condicionamento físico pode ser um fator relevante para a manutenção do equilíbrio estático durante um período prolongado. Quanto maior o tempo, mais aumenta a variabilidade, por causa da fadiga. Portanto, o teste de Romberg pode ser mais eficaz se utilizado como teste de laboratório em plataforma de força do que como teste de campo, a não ser que como teste de campo o tempo realização da tarefa seja aumentado.

O teste de alcance funcional (AF) discriminou sujeitos jovens e idosos (gráfico 4). O teste de alcance funcional avalia o limite de estabilidade anterior e é descrito como fortemente associado ao risco de quedas em idosos e tem sido utilizado como preditivo de quedas nessa população (Silveira et al., 2006). Alcances menores que 15 cm indicam risco importante de queda (Huang et al., 2003). Neste estudo, os idosos apresentaram alcances menores ($32,7 \pm 7,9$ cm) do que os jovens ($44,6 \pm 5,3$ cm), porém não apresentavam outras características pré-disponentes de risco de quedas.

O teste de levantar e caminhar cronometrado (TUGT) também mostrou diferença significativa entre os grupos (gráfico 5). O teste pode indicar que indivíduos com equilíbrio reduzido podem se sentir menos confiantes durante a tarefa e desempenhá-la de forma mais lenta para evitar quedas, como ocorreu com os idosos. Esse teste é válido, portanto, para a monitoração tanto do nível da mobilidade funcional como do risco de quedas de idosos (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O estudo de Silva et al. (2008) analisou o equilíbrio, a coordenação e a agilidade de idosos submetidos a exercício físico. Os autores encontraram diferença significativa para o grupo experimental (treinamento resistido) em relação ao grupo controle no teste de TUGT. Os autores afirmam importância nesse dado visto que o teste de TUGT tem grande relação com o equilíbrio, velocidade da marcha e a capacidade funcional, fatores estes relacionados com indicadores relevantes do risco

de quedas em idosos. Os autores também utilizaram os testes de BBS e POMA e nenhuma diferença significativa entre os grupos foi encontrada no teste de BBS. A escala de POMA utilizada foi a de equilíbrio e a de mobilidade (marcha) e, as diferenças encontradas estavam na pontuação total do teste (equilíbrio + marcha) e na escala da marcha. Não foram encontradas diferenças entre idosos que realizaram exercícios físicos e os que não realizaram na escala de equilíbrio de POMA.

A maioria das medidas funcionais, como a escala de BBS, apresentam limitações. Primeiro porque o desempenho do indivíduo é analisado em uma série limitada de condições ambientais, portanto nem sempre elas conseguem prever o desempenho real nos ambientes mais complexos. Além disso, poucos testes examinam os três aspectos do controle postural, incluindo o estável, o antecipatório e o reativo. Finalmente, porque a maioria dos testes funcionais fornece poucas informações sobre a qualidade do movimento utilizado para executar a tarefa e não fornece nenhuma forma de identificar os sistemas neuronal e musculoesquelético específicos responsáveis por um declínio no desempenho (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

As avaliações em uma plataforma de força (PF) têm sido descritas como mais confiáveis, com melhor precisão e melhor potencial para detectar pequenos distúrbios do equilíbrio (FREITAS e DUARTE, no prelo). Assim, pequenas oscilações do corpo em equilíbrio estático podem ser medidas a partir dos deslocamentos do centro de massa (PASQUIER et al., 2003). Neste estudo, os testes na PF conseguiram discriminar jovens de idosos em quase todas as variáveis, sendo a hipótese 2 parcialmente aceita. A única variável onde não foram encontradas diferenças entre jovens e idosos foi na amplitude ântero-posterior de duas condições: pés separados e olhos abertos (OA) e pés juntos e olhos abertos (JA). Provavelmente, essas tarefas não necessitam de uma importante demanda de controle postural e mesmo sujeitos mais frágeis não apresentaram dificuldades em realizar a tarefa. Melzer et al. (2004) também não detectaram diferenças na estabilidade postural de idosos que caem e idosos que não caem no teste na plataforma de força na condição pés afastados e olhos abertos. Talvez as diferenças só se manifestassem se a tarefa exigisse mais do sistema de controle postural, e assim, a dificuldade teria que ser aumentada (ALMEIDA, 2007).

Ao contrário do esperado, a direção com maiores graus de liberdade (A-P) não foi a mais sensível para determinar diferenças nas capacidades de controle postural, sendo mais evidente na direção médio-lateral. Visto que as variáveis amplitude médio-lateral e trajetória do centro de pressão analisadas nessas duas condições (OA, JA) apresentaram diferença significativa entre os grupos. Isso pode ser explicado pelo maior nível de oscilações diárias com as quais devemos lidar na direção ântero-posterior, o que aumenta a capacidade de correções nesse sentido, apesar de uma menor base relativa e maior possibilidade de movimentos.

É possível notar a especificidade dos testes na plataforma de força através da amplitude médio-lateral (AMP-ML), a qual demonstra que nas condições de pés afastados e olhos abertos e pés afastados e olhos fechados, quando há maior base de estabilidade, houve diferença significativa entre os grupos. Interessantemente, se apenas a condição estática com os pés afastados fosse avaliada em um teste de campo, jovens e idosos não seriam diferenciados. Assim, a plataforma de força tem melhor potencial discriminativo para mudanças discretas no equilíbrio, pois consegue quantificar as oscilações posturais.

Quando é retirada alguma fonte de informação sensorial, há um aumento da oscilação corporal. A amplitude da oscilação corporal aumenta quando, por exemplo, fechamos os olhos (NETO, 2005). Embora a informação visual não seja totalmente necessária para o controle da postura, visto que os outros sistemas, somatossensorial e vestibular contribuem ativamente no controle postural, ela influencia o controle do equilíbrio (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Nas duas condições testadas com a falta da informação visual (OF e JF) observou-se o aumento da oscilação corporal com relação ao teste realizado com os olhos abertos (OA e JA), principalmente nos idosos. Esse achado corrobora com a literatura a qual afirma que quando os jovens fecham os olhos, eles mostram um ligeiro aumento na inclinação do corpo durante a postura vertical imóvel e isso também se reflete nos idosos saudáveis (WOOLLACOTT et al., 1986 apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

Na determinação da influência da informação visual as variáveis IVA (influência da visão com os pés afastados) e IVJ (influência da visão com os pés juntos) foram criadas a fim de verificar o quanto muda ter ou não a informação visual no equilíbrio ou se elas são iguais entre os grupos. Verificou-se que na condição pés

afastados (IVA) nenhuma das variáveis (AMP A-P, AMP-ML e TRAJ COP) apresentou diferença significativa entre os grupos. Porém na condição de pés juntos (IVJ) houve diferença significativa ($p \leq 0,05$) entre jovens e idosos na amplitude A-P e na trajetória do COP, apenas na amplitude M-L não houve diferença significativa entre os grupos. Isso pode ser explicado porque provavelmente o jovem não sofre tanta influência da informação visual, mas a base de suporte para ele influencia mais o equilíbrio do que a percepção visual. Ao contrário do idoso que é dependente da visão para a manutenção do equilíbrio, principalmente quando está em situação de base reduzida.

O mesmo resultado encontrado nos indivíduos idosos que na ausência da informação visual oscilaram significativamente mais na direção ântero-posterior foi encontrado no estudo de TEIXEIRA et al. (2007) quando houve mudanças significativas na direção ântero-posterior quando a informação visual foi suprimida. A redução nas capacidades em decorrência do processo de envelhecimento, como a perda dos receptores sensoriais e diminuição na propriocepção (ALFIERI et al., 2008), deixa o idoso muito mais dependente da percepção visual.

Sem a visão, o indivíduo perde parte da percepção de profundidade e isso explica a diferença apresentada pela variável amplitude ântero-posterior com os olhos fechados (OF e JF). Não foram encontradas diferenças entre jovens e idosos na amplitude ântero-posterior em OA e JA, porém a perda da informação visual foi crucial para discriminar jovens de idosos no controle postural. A diminuição da acuidade visual ocorre devido à diminuição no número dos sensores proprioceptivos nos músculos oculares e isso causa problemas de percepção do contorno e de profundidade em idosos, diminuindo as informações sobre a posição do corpo no espaço (ALFIERI et al., 2008).

A oscilação médio-lateral não foi muito influenciada pela retirada da informação visual, sendo que nessa variável houve diferença significativa entre os grupos em todas as condições, seja com os olhos abertos seja com os olhos fechados. Porém, apesar de não ter discriminado jovens de idosos nas condições OA e JA, a amplitude A-P discriminou os sujeitos com a supressão da visão, pois ela afeta a questão da profundidade e o idoso tem mais dificuldades de se manter equilibrado sem essa informação. Desse modo os indivíduos idosos tiveram maior oscilação corporal e tiveram maior exigência de controle da manutenção da postura,

sendo a visão um importante sistema do controle da estabilidade postural, principalmente no idoso, pois na ausência da visão há um aumento significativo da oscilação corporal (OLIVEIRA e BARRETO, 2005).

A condição de tandem (TD - dedos do pé dominante encostados no calcanhar do pé não dominante e olhos abertos) é uma condição que exige bastante de controle postural, principalmente do controle médio-lateral. A dificuldade dessa tarefa foi observada tanto nos jovens (trajetória do COP $147,27 \pm 123,65\text{cm}$) quanto nos idosos (trajetória do COP $294,19 \pm 143,38\text{cm}$) dos quais três não conseguiram realizar a tarefa em 60 segundos. Essa não é uma condição mantida naturalmente no dia-a-dia e, por isso houve dificuldade de ambos os grupos, mesmo com o auxílio da informação visual.

As correlações entre os testes de campo (tabela 3) mostraram testes que se correlacionaram mais com os outros testes de campo, aceitando-se parcialmente a hipótese número 3. O maior valor de coeficiente de correlação ocorreu entre o BBS e o POMA. A alta correlação encontrada entre esses testes pode ter ocorrido devido à grande semelhança entre os mesmos, onde muitas tarefas são idênticas como equilíbrio sentado, equilíbrio em pé, posição sentada para posição em pé, e vice-versa, equilíbrio em pé com os olhos fechados, virar o pescoço para trás, girar 360°, pegar um objeto do chão e equilíbrio em apoio unipodal.

A pesquisa de Abreu et al. (2008) não revelou correlação significativa entre o equilíbrio avaliado pelos testes de Berg e de POMA com a velocidade da marcha, independente ou não das idosas serem praticantes de exercícios terapêuticos. Esse dado torna-se importante quando, ao analisar a velocidade da marcha de idosos, percebe-se que, uma redução nessa velocidade é associada a uma diminuição na capacidade de controlar o equilíbrio corporal e que uma menor velocidade de marcha representa maior incidência de quedas entre idosos (ODASSO et al., 2005 apud ABREU et al., 2008).

A correlação entre o BBS e o AF também pode ser explicada pela semelhança de atividade, sendo que a Escala de BBS possui uma tarefa em que o indivíduo deve realizar um alcance anterior (tarefa 8 – anexo 1). O AF além de se correlacionar com o BBS também se correlacionou significativamente com o TUGT. Em outro estudo, também foi encontrada correlação significativa da mobilidade (TUGT) com risco de quedas em idosos avaliado pelo AF (LOPES et al., 2009).

O BBS também se correlacionou com o TUGT e as correlações entre o BBS, o POMA e o TUGT corrobora com a literatura a qual afirma que a Escala de Berg (BBS) possui alta correlação com outros testes de equilíbrio e mobilidade, como por exemplo, o teste de POMA e o TUGT (BERG et al., 1992 apud SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

O teste TUGT foi o único teste que se correlacionou significativamente com todos os testes de campo, BBS, POMA, AF e ROMB. Todas as correlações foram negativas visto que os indivíduos que realizam a tarefa do TUGT em menor tempo possuem maior pontuação no BBS, no POMA e no ROMB e maior alcance no AF. Essas correlações podem ser explicadas porque o teste de TUGT parece ser mais sensível e específico para mensurar a probabilidade de quedas entre idosos (SHUMWAY-COOK et al., 2000).

A eficácia do sistema de controle postural está relacionada à amplitude de deslocamento do centro de pressão (COP) corporal: grandes amplitudes de movimento indicam uma má qualidade do controle do equilíbrio e pequenas amplitudes de deslocamento do COP representam um bom controle do equilíbrio (SHUMWAY & WOOLLACOTT, 2003).

As associações entre os testes de campo e a plataforma de força indicaram testes de campo que se correlacionaram com maior número de variáveis na PF, sendo a hipótese 4 aceita parcialmente. A Escala de Equilíbrio de Berg se correlacionou com 8 variáveis da PF e o teste de levantar e caminhar cronometrado com 7 variáveis. Os resultados mostram que quanto menor a pontuação no BBS, maior o deslocamento do centro de pressão e, portanto, menor a capacidade de equilíbrio. No TUGT, se maior o tempo para realizar a tarefa, maior o deslocamento do COP e pior o equilíbrio.

O teste de POMA correlacionou-se ($p \leq 0.05$) com 6 variáveis da PF e o teste de alcance funcional (AF) com 5 variáveis da PF. Duncan et al. (1990 apud RAMOS, 2003) afirmam que o teste de alcance funcional tem elevada correlação ($r=0,7$) com medidas de deslocamento do centro de pressão na plataforma de força. No presente estudo, o teste de alcance funcional correlacionou-se significativamente com três medidas da trajetória do centro de pressão. A amplitude de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior foi correlacionada com uma única condição (JF - pés encostados e olhos fechados) visto que mais correlações no AP eram

esperadas pelo fato de que o teste AF avalia o controle do equilíbrio na direção AP. Portanto, não se pode afirmar que o teste de alcance funcional deve ser preferido para avaliação do equilíbrio visto que existem outros testes que se correlacionam com um maior número de variáveis.

O teste de Romberg correlacionou-se com apenas 5 variáveis da PF, e mostra-se um valor baixo visto que três tarefas do teste de Romberg eram iguais às aplicadas na PF. Como o teste de Romberg é um exemplo clássico de avaliação qualitativa do controle postural (FREITAS e DUARTE, no prelo), mas neste estudo ele apresentou poucas correlações com os TC e com a PF, acredita-se que ele pode ser utilizado como teste de laboratório e assim indicar melhores resultados. Portanto, sugere-se utilizar o teste de Romberg em avaliações quantitativas, nas quais as oscilações são mensuradas por equipamentos, como as plataformas de força.

O estudo de OLIVEIRA et al. (2006) mostrou associação significativa entre o desempenho de idosos institucionalizados no teste TUGT com a realização de atividades de banho, vestuário e transferência do Índice de Katz. Isso mostra que o TUGT tem muita relação com a capacidade funcional do indivíduo idoso e a realização das atividades de vida diária. Nota-se, portanto, a validade do teste de TUGT na avaliação funcional de idosos, sendo que neste estudo foi o teste que se correlacionou com mais testes de campo e foi o segundo com mais correlações com a PF, sendo o mais indicado para avaliações do equilíbrio com idosos.

A partir dos resultados encontrados no presente estudo fica clara a capacidade que os testes de campo tem de discriminar sujeitos com grandes diferenças de suas capacidades de manutenção de postura e fica a dúvida quanto a capacidade de diferenciar sujeitos com diferenças mais sutis, como aquelas encontradas no início de programas de atividades físicas. Verificou-se também uma relação relativamente alta entre os testes de campo e o teste considerado como padrão-ouro para a avaliação do equilíbrio, mostrando que é possível a utilização de testes mais simples e de baixo custo para uma avaliação da capacidade de manutenção da postura de diferentes sujeitos, sendo os testes de BBS e TUGT preferíveis, pois se associaram mais fortemente com os resultados encontrados na PF.

Os resultados na plataforma também indicaram que as oscilações M-L parecem ser as que mais discriminam sujeitos jovens de sujeitos idosos na maioria

das condições. Entretanto, com a retirada da informação visual e com a redução da base de apoio (o que diminui a sensibilidade tátil do sujeito) ficou clara a dependência do idoso da visão, refletindo em uma maior oscilação no sentido A-P.

6.0 CONCLUSÃO

As comparações dos testes de equilíbrio mostraram que todos os testes de campo conseguiram discriminar sujeitos jovens de idosos e, portanto, possuem boa sensibilidade para determinar indivíduos com controle postural reduzido, e com grandes diferenças de controle postural. Os testes de campo possuem menor capacidade discriminatória para o controle postural, e também apresentam muitas limitações, sendo então necessários testes adicionais que avaliem melhor a qualidade dos movimentos, os três componentes do controle postural (estável, antecipatório e reativo), as estratégias sensoriais e motoras para a manutenção do equilíbrio em determinada tarefa e as influências dos sistemas nervoso, musculoesquelético e sensorial no controle do equilíbrio. E apesar de terem discriminado os grupos, questiona-se a capacidade dos testes de campo de diferenciar sujeitos com pequenas diferenças no equilíbrio, ou em programas de intervenção com exercícios físicos.

Houve uma relação entre os testes de campo e os testes na plataforma de força, o padrão-ouro dos testes de equilíbrio, mostrando a possibilidade de utilizar testes mais simples para a avaliação do equilíbrio. As análises indicaram que os testes BBS e TUGT se correlacionaram com maior número de variáveis da PF e também com maior número de testes de campo. Portanto, devem ser preferidos quando a avaliação do equilíbrio for determinada. Alguns testes que têm sido freqüentemente aplicados na determinação do equilíbrio em idosos (POMA, Romberg e alcance funcional) não se correlacionaram fortemente com os testes de posturografia determinados na plataforma de força e são questionados quanto a sua capacidade de determinar adequadamente o equilíbrio.

Outros estudos comparando testes de equilíbrio devem ser realizados com maior número de variáveis na plataforma de força ou ainda abrangendo outros testes de campo de equilíbrio para que os estudos de avaliação do controle postural possam ter resultados mais confiáveis.

REFÊRENCIAS

ABREU S.S.E.; CALDAS, C.P. **Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 12, n. 4, p. 324-330, 2008.

AIKAWA, A.C.; BRACCIALLI, L.M.P.; PADULA, R.S. **Efeitos das alterações posturais e de equilíbrio estático nas quedas de idosos institucionalizados.** Rev. Ciênc. Med., Campinas, v. 15, n. 3, p. 189-196, 2006.

ALFIERI, F.M.; MORAES, M.C.L. **Envelhecimento e o Controle Postural.** Saúde Coletiva, v. 4, n. 19, p. 30-33, 2008.

ALMEIDA, S.T. **Análise da estabilidade postural de idosos sedentários, praticantes de exercício físico regular e atletas.** RBCEH, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 39-47, 2007.

BARELA, A.M.F.; DUARTE, M. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

BRUNI, B.M.; GRANADO, F.B.; PRADO, R.A. **Avaliação do equilíbrio postural em idosos praticantes de hidroterapia em grupo.** O Mundo da Saúde: São Paulo, v. 32, n. 1, p. 56-63, 2008.

CARVALHO R.L.; ALMEIDA, G.L. **Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural.** Rev. Neurocienc., v. 17, n.2, p. 156-160, 2009.

DOURIS, P. *et al.* **The Effect of Land and Aquatic Exercise on Balance Scores in Older Adults.** Journal of Geriatric Physical Therapy, v. 26, n. 1, p. 3-6, 2003.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas de cinesiologia.** São Paulo: Manole; 2000.

FIGUEIREDO, K.M.O.B.; LIMA, K.C.; GUERRA, R.O. **Instrumentos de Avaliação do Equilíbrio Corporal em Idosos.** Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, v. 9, n. 4, p. 408-413, 2007.

FREITAS JUNIOR, P.; BARELA, J.A. **Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual.** Rev. Port. Cien. Desp., v. 6, n. 1, p. 94–105.

FREITAS, S.M.S.F.; DUARTE, M. **Métodos de análise do controle postural.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. Disponível em: <<http://demotu.org/pubs/nec05.pdf>>. Acesso em 20/09/2009.

GAZZOLA, J. M. *et al.* **Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica.** Revista Brasileira de Otorrinolaringologia, v. 72, n. 5, p. 683-690, 2006.

GOMES, G. C. **Tradução, adaptação transcultural e exame das propriedades de medida a Escala “Performance - Oriented Mobility Assessment” (POMA) para uma amostra de idosos institucionalizados.** Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 2003.

GONÇALVES, D. F. F. **Avaliação do equilíbrio funcional de idosos de comunidade com relação ao histórico de quedas.** Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 2006.

GREGORIO, J.R.P.; ROCHA, P.R.J. **Análise do equilíbrio estático em idosos institucionalizados no Lar dos Velhos de Adamantina –SP.** No prelo.

HUANG, H. *et al.* **Assessing risk of falling in older adults.** Public Health Nursing, v.20, n.5, p. 399-411, 2003.

ISHIZUKA, M. A. **Avaliação e comparação dos fatores intrínsecos dos riscos de quedas em idosos com diferentes estados funcionais.** Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 2003.

JAMET M. *et al.* **Higher visual dependency increases balance control perturbation during cognitive task fulfilment in elderly people.** Neuroscience Letters, v. 359, p. 61-64, 2004.

KRONHED, A. G. *et al.* **The effect of short-term balance training on community-dwelling older adults.** Journal of Aging and Physical Activity, v.9, p. 19-31, 2001.

LOPES, A.G., RAZUK, M., BARELA, J.A. **Efeitos da manipulação do estímulo visual e da intenção na oscilação postural de idosas.** Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 52-58, 2009.

LOPES, K.T. *et al.* **Prevalência do medo de cair em uma população de idosos da comunidade e sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico, risco e histórico de quedas.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 13, n. 3, p. 223-229, 2009.

MACEDO, B.G. *et al.* **Impacto das alterações visuais nas quedas, desempenho funcional, controle postural e no equilíbrio dos idosos: uma revisão de literatura.** Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia, v. 11, n. 3, p. 419-432, 2008.

MADUREIRA, M.M. *et al.* **Balance Training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial.** Osteoporos Int, n. 18, p. 419-425, 2007.

MANN, L. *et al.* **Investigação do equilíbrio corporal em idosos.** Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia, v.11, n.2, Rio de Janeiro, 2008.

MARCHETTI, P.H. **Biomecânica aplicada: uma abordagem para o treinamento de força.** São Paulo: Phorte, 2007.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. **Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers.** Age and Ageing, n.33, p. 602-607, 2004.

MIYAMOTO, S.T. *et al.* **Brazilian version of the Berg balance scale.** Braz J Med Biol Res, v. 37, n. 9, 2004.

NETO, T. **Relação entre alcance funcional e quedas no indivíduo muito idoso institucionalizado.** Monografia - Universidade Atlântica, Barcarena, Portugal, 2005.

NORDIN, M. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

OLIVEIRA, D.L.C.; GORETTI, L.C.; PEREIRA, L.S.M. **O desempenho de idosos institucionalizados com alterações cognitivas em atividades de vida diária e mobilidade: estudo piloto.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 10, n. 1, p. 91-96, 2006.

OLIVEIRA, D.N., BARRETO, R.R. **Avaliação do equilíbrio estático em deficientes visuais adquiridos.** Revista Neurociências, v. 13, n. 3, p. 122-127, 2005.

PASQUIER, R.A. *et al.* **The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study.** Neurophysiologie Clinique, n. 33, p. 213–218, 2003.

PEREIRA, S.R.M. *et al.* **Projeto Diretrizes – Quedas em Idosos.** Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia. Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina, 2001.

Disponível em: <http://www.projetoDiretrizes.org.br/novas_diretrizes.php>. Acesso em 14/09/2009.

PERRIN, P.P. *et al.* **Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people.** Brazilian Journal of Sports Medicine, n. 33, p. 121-126, 1999.

PIMENTEL, R.M., SCHEICHER, M.E. **Comparação do risco de quedas em idosos sedentários e ativos por meio da escala de equilíbrio de Berg.** Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 6-10, 2009.

RAMOS, B. M. B. **Influências de um programa de atividade física no controle do equilíbrio em idosos.** Monografia. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

RESENDE S.M.; RASSI, C.M.; VIANA F.P. **Efeitos da hidroterapia na recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosos.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 12, n. 1, p. 57-63, 2008.

ROTH, A.E. *et al.* **Comparisons of static and dynamic balance following training in aquatic and land environments.** J. Sport. Rehabil, v. 15, p. 299-311, 2006.

SANGLARD, R.C.F. *et al.* **A influência do isostretching nas alterações do equilíbrio em idosos.** Rev. Bras. Cienc. Mov., v. 15, n. 2, p. 63-71, 2007.

SCHMIDT, A. *et al.* **Estabilometria: Estudo do equilíbrio postural através da baropodometria eletrônica.** In: CONGRESSO BRASILEIRO DE CIÊNCIAS DO ESPORTE, 13, Caxambu. 25 anos de história: o percurso do CBCE na educação física brasileira. Colégio Brasileiro de Ciências do Esporte, São Paulo, p. 1-7, 2003. Disponível em: <<http://www.boletimef.org/biblioteca/845/Estabilometria-estudo-do-equilibrio-postural-atraves-da-baropodometria-eletronica>>. Acesso em 10/10/2009.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. H. **Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test.** Physical Therapy, v. 80, n. 9, 2000.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT M. H. **Controle Motor:** teoria e aplicações práticas. São Paulo: Manole, 2003.

SILVA, A. *et al.* **Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistidos.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v. 14, n. 2, 2008.

SILVEIRA K.R.M.; MATAS S.L.A.; PERRACINI M.R. **Avaliação do desempenho dos testes Functional Reach e Lateral Reach em amostra populacional brasileira.** Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 10, n. 4, p. 381-386, 2006.

TEIXEIRA, C.S. *et al.* **Influência da informação visual na amplitude e no deslocamento do centro de força durante o equilíbrio estático.** Revista Digital, Buenos Aires, ano 12, n. 112, 2007. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd112/influencia-da-informacao-visual-durante-o-equilibrio-estatico.htm>

VIERA, T.M.M.; OLIVEIRA, L.F. **Equilíbrio postural de atletas remadores.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v. 12, n. 3, 2006.

ANEXOS

ANEXO 1 - ESCALA DE EQUILÍBRIO FUNCIONAL DE BERG - VERSÃO BRASILEIRA (MYAMOTO et al., 2004)

Descrição do item ESCORE (0-4)
1. Posição sentada para posição em pé _____ 2. Permanecer em pé sem apoio _____ 3. Permanecer sentado sem apoio _____ 4. Posição em pé para posição sentada _____ 5. Transferências _____ 6. Permanecer em pé com os olhos fechados _____ 7. Permanecer em pé com os pés juntos _____ 8. Alcançar a frente com os braços estendidos _____ 9. Pegar um objeto do chão _____ 10. Virar-se para olhar para trás _____ 11. Girar 360 graus _____ 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau _____ 13. Permanecer em pé com um pé à frente _____ 14. Permanecer em pé sobre um pé _____ Total _____
Instruções gerais
<p>Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.</p>
1. Posição sentada para posição em pé
<p>Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.</p> <p>() 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente () 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se</p>
2. Permanecer em pé sem apoio
<p>Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.</p> <p>() 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos () 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão () 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio</p> <p>Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item</p> <p>No. 3. Continue com o item No. 4.</p>
3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

<p>Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.</p> <p>() 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos</p> <p>() 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão</p> <p>() 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos</p> <p>() 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos</p> <p>() 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos</p>
<p>4. Posição em pé para posição sentada</p> <p>Instruções: Por favor, sente-se.</p> <p>() 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos</p> <p>() 3 controla a descida utilizando as mãos</p> <p>() 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida</p> <p>() 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle</p> <p>() 0 necessita de ajuda para sentar-se</p>
<p>5. Transferências</p> <p>Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.</p> <p>() 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos</p> <p>() 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos</p> <p>() 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão</p> <p>() 1 necessita de uma pessoa para ajudar</p> <p>() 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança</p>
<p>6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados</p> <p>Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.</p> <p>() 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança</p> <p>() 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão</p> <p>() 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos</p> <p>() 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé</p> <p>() 0 necessita de ajuda para não cair</p>
<p>7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos</p> <p>Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.</p> <p>() 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança</p> <p>() 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão</p> <p>() 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos</p> <p>() 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos</p> <p>() 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos</p>
<p>8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé</p> <p>Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).</p> <p>() 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança</p> <p>() 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança</p> <p>() 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança</p>

<input type="checkbox"/> 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão <input type="checkbox"/> 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo
9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé
Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés. <input type="checkbox"/> 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança <input type="checkbox"/> 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão <input type="checkbox"/> 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente <input type="checkbox"/> 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando <input type="checkbox"/> 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair
10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé
Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. (O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento). <input type="checkbox"/> 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso <input type="checkbox"/> 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso <input type="checkbox"/> 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio <input type="checkbox"/> 1 necessita de supervisão para virar <input type="checkbox"/> 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair
11. Girar 360 graus
Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário. <input type="checkbox"/> 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos <input type="checkbox"/> 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos <input type="checkbox"/> 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente <input type="checkbox"/> 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais <input type="checkbox"/> 0 necessita de ajuda enquanto gira
12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio.
Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes. <input type="checkbox"/> 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos <input type="checkbox"/> 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos <input type="checkbox"/> 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda <input type="checkbox"/> 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda <input type="checkbox"/> 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente
Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado. <input type="checkbox"/> 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos <input type="checkbox"/> 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos <input type="checkbox"/> 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos <input type="checkbox"/> 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos <input type="checkbox"/> 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

() 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos

() 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos

() 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos

() 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente

() 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

() Escore total (Máximo = 56)

ANEXO 2 - ESCALA DE EQUILÍBRIO ORIENTADO PELO DESEMPENHO (GOMES, 2003)

Avaliação do Equilíbrio Orientada pelo Desempenho	
1. Equilíbrio sentado	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Estável, firme. Adaptativa (2): Segura-se na cadeira para se manter ereto. Anormal (1): Inclina-se, escorrega-se na cadeira. 	
2. Levantando-se da cadeira	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Capaz de se levantar da cadeira em um só movimento, sem usar os braços. Adaptativa (2): Usa os braços (na cadeira ou no dispositivo de auxílio à deambulação) para se empurrar ou puxar e/ou move-se para a borda do assento antes de tentar levantar. Anormal (1): Várias tentativas são necessárias ou não consegue se levantar sem ajuda de alguém. 	
3. Equilíbrio de pé, imediato (primeiros 3 a 5 segundos)	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Estável sem se segurar em dispositivo de auxílio à deambulação ou em qualquer objeto como forma de apoio. Adaptativa (2): Estável, mas usa o dispositivo de auxílio à deambulação ou outro objeto para se apoiar, mas sem se agarrar. Anormal (1): Algum sinal de instabilidade + positivo. 	
4. Equilíbrio de pé	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Estável, capaz de ficar de pé com os pés juntos, sem se apoiar em objetos. Adaptativa (2): Estável, mas não consegue manter os pés juntos Anormal (1): Qualquer sinal de instabilidade, independente de apoio ou de segurar em algum objeto. 	
5. Equilíbrio com os olhos fechados (com os pés o mais próximo possível)	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Estável, sem se segurar em nenhum objeto e com os pés juntos. Adaptativa (2): Estável, com os pés separados Anormal (1): Qualquer sinal de instabilidade ou necessita de segurar em algum objeto. 	
6. Equilíbrio ao girar (360º)	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Sem se agarrar em nada ou cambalear; os passos são contínuos (o giro é feito em um movimento contínuo e suave). Adaptativa (2): Passos são descontínuos (paciente apóia um pé totalmente no solo antes de levantar o outro). Anormal (1): Qualquer sinal de instabilidade ou necessita se segurar em algum objeto. 	
7. “Nudge test” ○ O (paciente de pé com os pés o mais próximo possível, o examinador aplica 3 (três) vezes, uma pressão leve e uniforme no esterno do paciente; (a manobra demonstra a capacidade de resistir ao deslocamento)	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Estável, capaz de resistir à pressão. Adaptativa (2): Necessita mover os pés, mas é capaz de manter o equilíbrio. Anormal (1): Começa a cair ou o examinador tem que ajudar a equilibrar-se. 	
8. Virar o pescoço (pede-se ao paciente para virar a cabeça de um lado para o outro e olhar para cima – de pé, com os pés o mais próximo possível)	
<ul style="list-style-type: none"> Normal (3): Capaz de virar a cabeça pelo menos metade da ADM de um lado para o outro, e capaz de inclinar a cabeça para trás para olhar o teto; sem cambalear ou se segurar ou sem sintomas de tontura leve, instabilidade ou dor. Adaptativa (2): Capacidade diminuída de virar a cabeça de um lado para o outro ou estender o pescoço, mas sem se segurar, cambalear ou apresentar sintomas de tontura leve, instabilidade ou dor. Anormal (1): Qualquer sinal ou sintoma de instabilidade quando vira a cabeça ou estende o pescoço. 	

9. Equilíbrio em apoio unipodal
<ul style="list-style-type: none"> • Normal (3): Capaz de manter o apoio unipodal por 5 segundos sem apoio. • Adaptativa (2): Capaz de manter apoio unipodal por 2 segundos sem apoio. • Anormal (1): Incapaz de manter apoio unipodal.
10. Extensão da coluna (pede-se ao paciente para se inclinar para trás na maior amplitude possível, sem se segurar em objetos; se possível)
<ul style="list-style-type: none"> • Normal (3): Boa amplitude, sem se apoiar ou cambalear. • Adaptativa (2): Tenta estender, mas o faz com a ADM diminuída, quando comparado com pacientes de mesma idade, ou necessita de apoio para realizar a extensão. • Anormal (1): Não tenta ou não se observa nenhuma extensão, ou cambaleia ao tentar.
11. Alcançar para cima (paciente é solicitado a retirar um objeto de uma prateleira alta o suficiente que exija alongamento ou ficar na ponta dos pés)
<ul style="list-style-type: none"> • Normal (3): Capaz de retirar o objeto sem se apoiar e sem se desequilibrar. • Adaptativa (2): Capaz de retirar o objeto, mas necessita de apoio para se estabilizar. • Anormal (1): Incapaz ou instável.
12. Inclinar para frente (o paciente é solicitado a pegar um pequeno objeto do chão, por exemplo uma caneta)
<ul style="list-style-type: none"> • Normal (3): Capaz de inclinar e pegar o objeto; é capaz de retornar à posição ereta em uma única tentativa sem precisar usar os braços • Adaptativa (2): Capaz de inclinar e pegar o objeto; é capaz de retornar à posição ereta em uma única tentativa, mas necessita do apoio dos braços ou de algum objeto. • Anormal (1): Incapaz de se inclinar ou de se erguer depois de ter se inclinado, ou faz múltiplas tentativas para se erguer.
13. Sentar
<ul style="list-style-type: none"> • Normal (3): Capaz de sentar-se em um único movimento suave. • Adaptativa (2): Necessita usar os braços para se sentar ou o movimento não é suave. • Anormal (1): Deixa-se cair na cadeira, ou não calcula bem a distância (senta fora do centro).
() Somatória (máximo 39 pontos)

ADM = amplitude de movimento

* O paciente começa esta avaliação sentado em uma cadeira firme de encosto reto e sem braços.

+ Instabilidade é definida como agarrar-se em objetos para apoio, cambalear, movimentar os pés (sapatear) ou fazer movimentos de oscilação de tronco excessivos.

o Pressão (cutucão) no esterno.

ANEXO 3 – TESTE DE ROMBERG (RAMOS, 2003)

Solicita-se que o individuo permaneça em pé nas seguintes posições, com os olhos abertos (OA) e fechados (OF), por um período de 30 segundos.

	OA	OF
Pés separados confortavelmente		
Pés juntos		
Pés semi calcanhar-dedo		
Pés em posição calcanhar-dedo		

- Pequenas oscilações sem queda (Romberg ausente)
- A possibilidade de queda ou queda propriamente dita (Romberg presente)